

Titre: Développement et évaluation clinique d'un outil de conception et d'ajustement des corsets orthopédiques pour le traitement de la scoliose
Title:

Auteur: Dave Fortin
Author:

Date: 2002

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Fortin, D. (2002). Développement et évaluation clinique d'un outil de conception et d'ajustement des corsets orthopédiques pour le traitement de la scoliose
Citation: [Mémoire de maîtrise, École Polytechnique de Montréal]. PolyPublie.
<https://publications.polymtl.ca/7036/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie:
PolyPublie URL: <https://publications.polymtl.ca/7036/>

Directeurs de recherche:
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

DÉVELOPPEMENT ET ÉVALUATION CLINIQUE D'UN OUTIL DE CONCEPTION
ET D'AJUSTEMENT DES CORSETS ORTHOPÉDIQUES POUR LE TRAITEMENT
DE LA SCOLIOSE

DAVE FORTIN
DÉPARTEMENT DE GÉNIE BIOMÉDICAL
ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)
SEPTEMBRE 2002

© Dave Fortin, 2002.



National Library
of Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions et
services bibliographiques

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

Our file Notre référence

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

0-612-81547-1

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

DÉVELOPPEMENT ET ÉVALUATION CLINIQUE D'UN OUTIL DE CONCEPTION
ET D'AJUSTEMENT DES CORSETS ORTHOPÉDIQUES POUR LE TRAITEMENT
DE LA SCOLIOSE

présenté par : FORTIN Dave

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. MATHIEU Pierre, président

Mme. CHERIET Farida, membre et directeur de recherche

M. LABELLE Hubert, membre et co-directeur de recherche

M. DESJARDINS André L., membre externe

À ma Famille

REMERCIEMENTS

Tout d'abord, je tiens à remercier D^r Jean Dansereau, professeur titulaire au département de génie mécanique de l'École Polytechnique de Montréal (EPM), pour m'avoir introduit au Laboratoire Informatique de la Scoliose 3-D (LIS3D). Ayant été promu à une nouvelle fonction au sein de l'EPM, D^r Farida Cheriet, professeur adjointe au département de génie informatique de l'EPM, a gentiment accepté de prendre la relève et d'encadrer mon projet de maîtrise. Tout au long de mon cheminement, D^r Farida Cheriet a su être attentive à mes questions (qui étaient souvent claires dans ma tête mais abstraites à l'oral), m'a donné confiance et m'a encouragé. Merci Farida. Et puis il y a eu le D^r Hubert Labelle, chirurgien orthopédiste et professeur titulaire de clinique au département de chirurgie de la Faculté de médecine de l'Université de Montréal (UdeM), qui fut un co-directeur exemplaire, sans qui l'utilité clinique du projet ne serait pas la même.

Merci au D^r Pierre Mathieu, professeur agrégé au département de génie biomédical de l'UdeM, pour avoir accepté d'agir comme président du jury et au D^r André L. Desjardins, chirurgien orthopédiste à l'Hôpital Maisonneuve-Rosemont, pour avoir accepté d'être membre du jury et d'évaluer ce travail.

En plus, j'ai reçu un support incroyable de la part de Marie Beauséjour. Jamais mon projet n'aurait si bien évolué sans la présence de Marie. Sans oublier qu'elle a volontairement (ou avec obligation, ça dépend du point de vue) accepté de participer comme sujet sain pour valider le protocole clinique. Merci Marie. Pendant mon cheminement, Marie a eu de nouvelles fonctions au sein du laboratoire et c'est Christian Bellefleur (célèbre gardien de but qui m'a fait suer au hockey cosom) qui a poursuivi mon encadrement et celui du projet Corset. Merci Christian.

Et puis j'ai même fait partie d'un groupe : le Groupe Surface. On ne lui a jamais trouvé d'acronyme, cela aurait pu être GS, mais de dire Groupe Surface était suffisamment

gagnant. Cette société secrète avait par moment plusieurs membres mais son âme résidait en son gourou, Farida Cheriet, et en ses plus fervents adeptes : Valérie Pazos (la seule à comprendre les subtilités du système Inspeck), Claude Neis (avec un s SVP), Nathalie Bourassa (nom de code : Bounat), Luc Duong (le coté obscur du groupe) et moi-même (Kamarade Evad Nitrof). Notre mission : changer le visage du suivi des patients scoliotiques à l'aide de notre plus puissante technologie (notre arme secrète), un système non invasif de caméras optiques 3D.

Également, je tiens à remercier Annick Koller pour m'avoir conseillé lors de la fabrication d'un système de bretelle graduée (ouvrage qui a fait ressortir mes talents de Grand Couturier. Je vous le dis, je suis un vrai virtuose, je manie l'aiguille avec dextérité et élégance...). De même, je remercie Julie Joncas pour avoir assuré l'acquisition des images Inspeck des patientes en clinique et Phillipe Labelle pour avoir reconstruit des radiographies pleines de marqueurs radio opaques qui cachaient les structures osseuses...

Plusieurs étudiants m'ont également aidé. Ainsi, Hicham Arrouch, David Fillion, El Ouassini et Othmane Amharref ont fait avancer une partie de mon projet (bloc note électronique) dans le cadre de leur projet de fin d'étude. Dernièrement, Luc Duong et Nathalie Bourassa ont terminé le bloc note électronique. Je dois plutôt dire qu'ils lui ont donné vie en le rendant convivial et esthétique. Merci à tous.

Il reste tout le personnel du labo. Les gens avec qui j'ai mangé, je suis sorti pis avec lesquels j'ai bien ri. Alors, merci à Frederic Verniest, Fabien Rolland, Fabien Luce, Luc Cloutier, José Carrier, Florent Salako, Radu Stirbu, Éric Wagnac, Ziad, Oana Ciolofan, Gnouha Zoabli, Kasja Duke, Eric Chagnon, Phillipe Debanné, Eltha Parfait, Vickie Bussière, Catherine Chagnon, Yvan Petit, Anne-Marie Huynh, Melisa Tremblay, Valerie Goussev, François Junior Bergrome et les autres.

Finaleme^{nt}, ce travail a été financé par l'Institut de recherche en santé du Canada (CIHR) et le Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies (NATEQ).

RÉSUMÉ

Le type de scoliose le plus commun, la scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA), est une maladie du système musculo-squelettique qui entraîne une déformation tridimensionnelle du tronc dans le temps (Weinstein, 1989). Cette maladie apparaît lors de la croissance osseuse et progresse jusqu'au moment où le sujet atteint la maturité squelettique (Lonstein et coll., 1982; Shands et coll., 1955). L'étiologie de la maladie demeure inconnue et sa prévalence se situe autour de 2 à 3% (Lonstein et coll., 1982; Shands et coll., 1955; Kane, 1977). Selon Weinstein (1984), 10% des sujets diagnostiqués auront besoin d'un traitement médical.

Le traitement par corset est le traitement non chirurgical le plus utilisé pour prévenir et/ou réduire les courbures scoliotiques (Ogilvie, 1994). Plusieurs orthèses existent mais le « Boston Brace System » (système par corset de Boston) est l'une des orthèses thoracolombosacrées la plus utilisée en Amérique du Nord (Hall et coll., 1975; Watts et coll., 1977). Généralement, le patient porte son corset de 18 à 20 heures par jour et ce, jusqu'à maturité squelettique. En plus d'être long et onéreux, le traitement par corset peut être physiquement et psychologiquement irritant (Labelle et coll., 1991). Il est donc primordial que ce traitement soit le plus efficace possible.

La méthode traditionnelle de conception de l'orthèse se base sur une radiographie postéro-antérieure de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (vue 2D) pour dessiner le plan de fabrication (Watts et coll., 1977). Cependant, le but du corset est de contraindre le tronc du patient à l'aide de 3 ou 4 points d'appuis pour freiner et ou réduire une déformation 3D complexe. En plus, l'ajustement du corset est souvent basé sur l'expérience de l'orthésiste et la prise de radiographies est le seul moyen de vérifier l'action du corset. Dans ce travail, un outil d'aide à la conception et à l'ajustement du corset de Boston est proposé.

L'outil informatique développé pour aider l'étape de conception du corset et qui permet d'afficher les structures osseuses et la surface externe du tronc du patient a été testé et validé. La géométrie interne obtenue par l'acquisition de 3 radiographies (de Guise et coll., 1988; Aubin et coll., 1995; Delorme, 1996) et la géométrie externe acquise à l'aide d'un système d'acquisition optique, i.-e., des numériseurs 3D (Song et coll., 2001; Pazos, 2002), sont fusionnées. Le modèle final est affiché à l'aide d'une interface graphique qui permet à l'orthésiste de dessiner les zones de pressions correspondant aux points d'appuis à l'aide d'un bloc note électronique. De plus, tout au long de la fabrication du plan 3D de conception du corset, l'orthésiste peut échanger ses idées de traitement avec l'orthopédiste.

La deuxième fonction du logiciel permet à l'orthésiste d'ajuster en clinique le corset sur le patient en utilisant une matrice de pression. Insérée entre le patient et son corset, la matrice permet de prélever les valeurs de pression à l'aide de capteurs et ces valeurs sont affichées en 3D et en temps réel autour du modèle 3D des géométries du patient sur l'interface graphique. Le rendu visuel permet à l'orthésiste de voir facilement où sont générées les zones de pression sur le patient et de modifier immédiatement le corset si son action est différente des hypothèses de traitement. Prochainement, une étude clinique va débiter pour vérifier l'utilité de l'outil développé par rapport aux techniques actuelles de conception et d'ajustement du corset de Boston.

ABSTRACT

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS), the most common type of scoliosis (Weinstein, 1989), is a musculo-skeletal disease that induces a three-dimensional deformity of the trunk (Panagitis et al., 2000). This disorder usually appears during adolescent growth and progresses until skeletal maturity (Lonstein et al., 1982; Shands et al., 1955). Its etiology remains unknown and its prevalence ranges from 2 to 3 % (Lonstein et al., 1982; Shands et al., 1955; Kane, 1977). According to Weinstein (1984), ten percent of adolescents diagnosed with AIS require medical intervention.

Bracing is the most common non-operative treatment to prevent progression or even reduce spinal scoliosis curvature (Ogilvie, 1994). Many bracing systems exist but the Boston Brace System is one of the most widely used thoracolumbosacral orthosis (TLSO) in North America (Halls et al., 1975; Watts et al., 1977). The patient usually has to wear his brace 18 to 20 hours a day until skeletal maturity. Thus, bracing treatment is long, expensive and may produce unwanted physical and psychological consequences (Labelle et al., 1991), so this treatment must be efficient.

The traditional method of brace design uses only the postero-anterior (2D) radiographic image of the spine, rib cage and pelvis as blueprint (Watts et al., 1977). However, a spinal brace is aimed at correcting or reducing a complex 3D deformation involving lateral deviation of the spine, vertebral rotation, modification of sagittal profile and global geometrical torsion. In this paper, a new tool is proposed to help clinicians improve the design and adjustment of spinal braces.

Concerning design and fabrication of spinal braces, the computer tool used to load and display the bone structures and the surface topography of a scoliotic trunk was tested and validated. Internal geometry is obtained from three X-rays (de Guise et al., 1988; Aubin et al., 1995; Delorme, 1996) and the external geometry is acquired with an optical device,

i.e. a 3D color digitizer (Song et al., 2001; Pazos, 2002). Both geometries are then registered. The final model can be displayed on a graphic interface on which the orthotist can manually draw, with an electronic notepad, suitable pressure areas corresponding to the pressure pads to be added inside the spinal brace. Hence, before brace fabrication, the orthotist can effectively verify his plan of treatment with the orthopaedist.

The second part of the software enables the orthotist to dynamically adjust the spinal brace on a patient using a thin PM inserted between the patient and his brace. Pressure values measured by the PM are displayed in 3D and in real time on the graphic interface over the internal and external geometries of the patient. This allows the orthotist to easily view where pressure is generated on the patient, allowing immediate modification in the brace design if the actual pressure areas do not correspond to the treatment plan. This interactive tool will now be tested with a clinical randomized study to verify its usefulness compared to the traditional method of brace fabrication.

TABLE DES MATIÈRES

REMERCIEMENTS	V
RÉSUMÉ	VIII
ABSTRACT	X
TABLE DES MATIÈRES	XII
LISTE DES TABLEAUX	XV
LISTE DES FIGURES	XVI
LISTE DES ANNEXES	XVIII
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS.....	XIX
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 : REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	4
1.1 Anatomie du tronc.....	4
1.1.1 Anatomie de la ceinture pelvienne	4
1.1.2 Anatomie de la colonne vertébrale.....	5
1.1.3 Anatomie du thorax osseux.....	7
1.2 La scoliose	7
1.2.1 Définition	8
1.2.2 Évaluation de la scoliose.....	9
1.2.2 Type de traitements.....	11
1.2.2.1 Traitement orthopédique.....	11
1.2.2.2 Traitement chirurgical	14
1.3 Évaluation 3D des déformations scoliotiques.....	14
1.3.1 Méthodes de reconstruction 3D du rachis et de la cage thoracique à partir de radiographies.....	15
1.3.2 Méthodes de reconstruction 3D de la surface externe du tronc.....	17
1.3.3 Méthodes de fusion des structures osseuses et de la surface externe du tronc	20
1.4 Correction 3D des déformations scoliotiques.....	22
1.4.1 Revue des techniques d'aide à la conception	24
1.4.2 Revue des techniques d'aide à l'ajustement.....	30
CHAPITRE 2 : RATIONNELLE DU PROJET.....	34

2.1 Résumé de la problématique	34
2.2 Objectifs	34
CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE.....	36
3.1 Développement de l'outil d'aide à la conception du corset de Boston	37
3.1.1 Méthode d'acquisition et de reconstruction de la géométrie externe.....	37
3.1.1.1 Description des numériseurs 3D.....	38
3.1.1.2 Principe physique et mathématique de reconstruction 3D.....	40
3.1.2 Méthode d'acquisition et de reconstruction de la géométrie interne	43
3.1.3 Fusion des géométries interne et externe.....	45
3.1.4 Validation de la procédure.....	47
3.1.5 Le module de bloc-note électronique	48
3.2 Développement de l'outil d'aide à l'ajustement du corset de Boston.....	49
3.2.1 Description de la matrice de pression	50
3.2.1.1 Aspect physique.....	51
3.2.1.2 Principe de fonctionnement	52
3.2.1.3 Numérisation de la matrice de pression.....	53
3.2.1.4 Système de bretelles graduées	55
3.2.1.5 Gabarit de la matrice de pression.....	56
3.2.2 Description du logiciel de visualisation 3D des points de pression.....	57
3.2.3 Évaluation de la procédure.....	67
CHAPITRE 4 : RÉSULTATS	70
4.1 Présentation de l'outil d'aide à la conception.....	70
4.1.1 Visualisation 3D des géométries	70
4.1.2 Validation des techniques de recalage	71
4.1.3 Le module de bloc note électronique.....	72
4.2 Présentation de l'outil d'aide à l'ajustement.....	73
4.2.1 Présentation du modèle géométrique de la matrice de pression.....	73
4.2.2 Évaluation	75
CHAPITRE 5 : DISCUSSION	77
5.1 Discussion de l'outil d'aide à la conception.....	77
5.2 Discussion de l'outil d'aide à l'ajustement	80
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS.....	83
RÉFÉRENCES	87
ANNEXE A.....	102

ANNEXE B.....	105
----------------------	------------

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Approche couramment utilisée pour classer les SIA.	10
Tableau 1.2 : Types d'orthèses TLSO.....	13
Tableau 1.3 : Techniques de reconstruction 3D des structures osseuses.	16
Tableau 1.4 : Erreur moyenne.....	28
Tableau 1.5 : Résumé des méthodes d'ajustements du corset de Boston.....	32
Tableau 1.5 : Résumé des méthodes d'ajustements du corset de Boston. (suite).....	33
Tableau 3.1 : Spécifications techniques des numériseurs 3D optiques.	40
Tableau 4.1 : Résultats du recalage point à point et point surface.	72

LISTE DES FIGURES

Figure 1 : Plan du mémoire.....	3
Figure 1.1 : Anatomie du tronc [adaptée de Marieb, 1993].....	4
Figure 1.2 : Anatomie de la ceinture pelvienne [adaptée de Marieb, 1993].....	5
Figure 1.4 : Anatomie du thorax osseux [adaptée de Marieb, 1993]	7
Figure 1.5 : La colonne vertébrale et la cage thoracique d'un patient scoliotique [adaptée de Keim, 1979].....	8
Figure 1.6 : (a) Indice Risser; (b) Classement King [adaptée de Keim, 1978].....	9
Figure 1.7 : Instrumentation du rachis [tirée de Lonstein et coll., 1995].	14
Figure 1.8 : Types de numériseurs optiques [tirée de Curless, 1997].	18
Figure 1.9 : Méthode utilisant la vision active.	20
Figure 1.10 : Schéma du montage utilisé par Belmajdoub [adaptée de Belmajdoub, 1992].	26
Figure 1.11 : Rendu visuel de la méthode développée par Belmajdoub [adapté de Belmajdoub, 1992].	27
Figure 1.12 : CFAO développé par la compagnie Orten [tirée de Orten, 1992]	29
Figure 3.1 : Représentation schématique des étapes du projet.....	36
Figure 3.2 : Numériseur optique 3D.....	38
Figure 3.3 : Volume calibré [adapté de Inspeck FAPS 5.0, 2002].....	39
Figure 3.4 : Montage utilisé en clinique [adapté de Pazos, 2002].	39
Figure 3.5 : Étape menant à la reconstruction 3D d'une vue. [adapté de Neis, 2002].	41
Figure 3.6 : Images des étapes qui mènent à la reconstruction 3D des structures osseuses d'un patient.	45
Figure 3.7 : Repères de recalage. A) Dessin B) Photographie.....	45
Figure 3.8 : Type de recalages.	47
Figure 3.9 : Photo des deux parties de la matrice de pression	51
Figure 3.10 : Vue avant droit, arrière et avant gauche d'un mannequin portant la matrice de pression.....	52

Figure 3.11 : Montage clinique.	53
Figure 3.12 : Limites physiques des bandes de capteurs.	54
Figure 3.13 : Montage utilisé pour numériser la matrice de pression.	55
Figure 3.14 : Photo du système de bretelles graduées.	55
Figure 3.15 : Gabarit ou pseudo-matrice.	56
Figure 3.16 : Marqueurs qui identifient les limites de la partie du haut et de la partie du bas de la matrice de pression.	58
Figure 3.17 : Points retenus pour un plan.	59
Figure 3.18 : Méthode employée pour déduire la position des plans intermédiaires.	60
Figure 3.19 : Visualisation des points retenus qui permettront de créer la géométrie de la matrice de pression.	61
Figure 3.20 : Mise en ordre des points retenus et calcul de l'équation de la courbe.	62
Figure 3.21 : Schéma de la méthode mise en place pour déduire la position des capteurs sur une corde.	63
Figure 3.22 : Écart angulaire irrégulier.	64
Figure 3.23 : Différents modèles géométriques de la matrice de pression.	65
Figure 3.24 : Identification de l'activité des capteurs.	66
Figure 3.25 : Capteurs identifiés (carton bleu) pour évaluer leur localisation sur le modèle géométrique de la matrice de pression.	67
Figure 4.1 : Visualisation 3D des géométries du tronc d'un mannequin radiologique.	71
Figure 4.2 : Bloc-note électronique.	73
Figure 4.3 : Étape menant à l'affichage des valeurs de pressions sur un mannequin radiologique.	74
Figure 4.4 : Différentes représentations de la matrice de pression.	75

LISTE DES ANNEXES

Annexe A : Mathématique de la résolution des problèmes de recalage.....	102
Annexe B : Article soumis à la revue CMIG.....	105

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

2D	bidimensionnel
3D	tridimensionnel
AIS	Adolescent Idiopathic Scoliosis
CCD	Charge Coupled Devices
CFAO	Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur
DLT	Direct Linear Transformation (Marzan, 1976)
EM	3D Modeling, Editing and Merging Software
FAPS	Franges Acquisition and Processing Software
FSA	Force Sensing Array
LIS3D	Laboratoire Informatique de la Scoliose 3-D
mm	Millimètre
NAO	Numérisation assisté par ordinateur
PA	Postéro-antérieure
SIA	Scoliose idiopathique de l'adolescence
SRS	Scoliosis Research Society
TLS	Thoracolombosacrée

INTRODUCTION

La prévalence de la scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) se situe autour de 2 à 3% (Lonstein et coll., 1982; Shands et coll., 1955; Kane, 1977). Selon Weinstein, 10% des sujets diagnostiqués auront besoin d'un traitement médical (Weinstein, 1984). Les formes de traitement varient selon la gravité de la maladie mais 80 à 90% des patients seront traités à l'aide d'un corset pour stabiliser ou réduire les courbures scoliotiques (Nachemson et coll., 1995).

L'utilisation de techniques pour immobiliser les déformations situées au niveau du tronc est très ancienne. Dès l'Antiquité, les déformations rachidiennes étaient immobilisées à l'aide de bandage par Hippocrate tandis qu'au Moyen Age, les Arabes utilisait une pâte de chaux (Mauroy, 2000). L'apparition de corsets remonte à la fin du XIVe siècle où Ambroise Paré utilisa une armure en cuir et fer comme corset de maintien. Les corsets de redressements et/ou rectificateurs ont été mis à la mode par Nicolas Andry au XVIIIe siècle et les principes de plusieurs corsets actuels ont été décrits au cours du XIXe siècle. Le XXe siècle est celui des matériaux (arrivé des tissus, celluloïd, plexidur, etc.) et le suivant, celui des approches 3D de traitement (Schommer, 2002).

Introduit en 1950 par Blount et Schmidt, le corset de Milwaukee est l'un des premiers corsets modernes (Blount et Moe, 1980). Il est particulièrement efficace pour traiter les courbures situées vers les premières vertèbres thoraciques quoiqu'il ait la réputation d'aplatir les courbures rachidiennes sagittales. Toutefois, un collier cervical visible au niveau du cou diminue sa tolérance et son acceptation par les patients (Schommer, 2002).

L'arrivée du « Boston Brace System » (système par corset de Boston) en 1970 est le début des corsets plus discrets avec un profil bas (Hall. et coll., 1975; Watts et coll., 1977). L'orthèse agit par 3 ou 4 points d'appuis et s'adresse aux courbures scoliotiques

situées sous la vertèbre thoracique T6. Cette orthèse a pavé la voie à plusieurs autres dont les corset de Miami, Wilmington, New York, Ponte, Lyon, etc. (Schommer, 2002).

Présentement, la conception de l'orthèse est basée sur une radiographie postéro-antérieure de la colonne vertébrale, de la cage thoracique et du bassin (vue 2D) pour dessiner le plan de fabrication (Watts et coll., 1977). Toutefois, le but du corset est de contraindre le tronc du patient pour freiner et ou réduire une déformation 3D complexe. De plus, la transposition des zones de pressions dessinées sur le plan 2D de conception vers le buste en plâtre du patient est difficile.

Actuellement, lors de la livraison de l'orthèse au patient, les derniers ajustements sont souvent basés sur l'expérience de l'orthésiste. Seule l'acquisition de radiographies permet de vérifier l'action du corset et aucun outil clinique n'est disponible pour visualiser en temps réel l'interaction entre le corset et le patient.

L'objectif général du projet est de développer et valider un outil informatique d'aide à la conception et à l'ajustement des corsets de Boston basé essentiellement sur la visualisation 3D de la surface externe du tronc du patient et des structures osseuses sous-jacentes.

Ce mémoire comprend cinq chapitres (figure 1). La revue des connaissances présentée au premier chapitre situe le projet par rapport aux travaux antérieurs. La rationnelle du projet est exposée dans le second chapitre. Le troisième chapitre décrit les systèmes utilisés, les procédures développées et les étapes de validation effectuées pour développer l'outil d'aide à la conception et à l'ajustement des corsets. Les résultats sont présentés au chapitre 4 et discutés au chapitre 5. Finalement, une dernière partie conclut ce mémoire et énonce les recommandations pour la suite du projet.

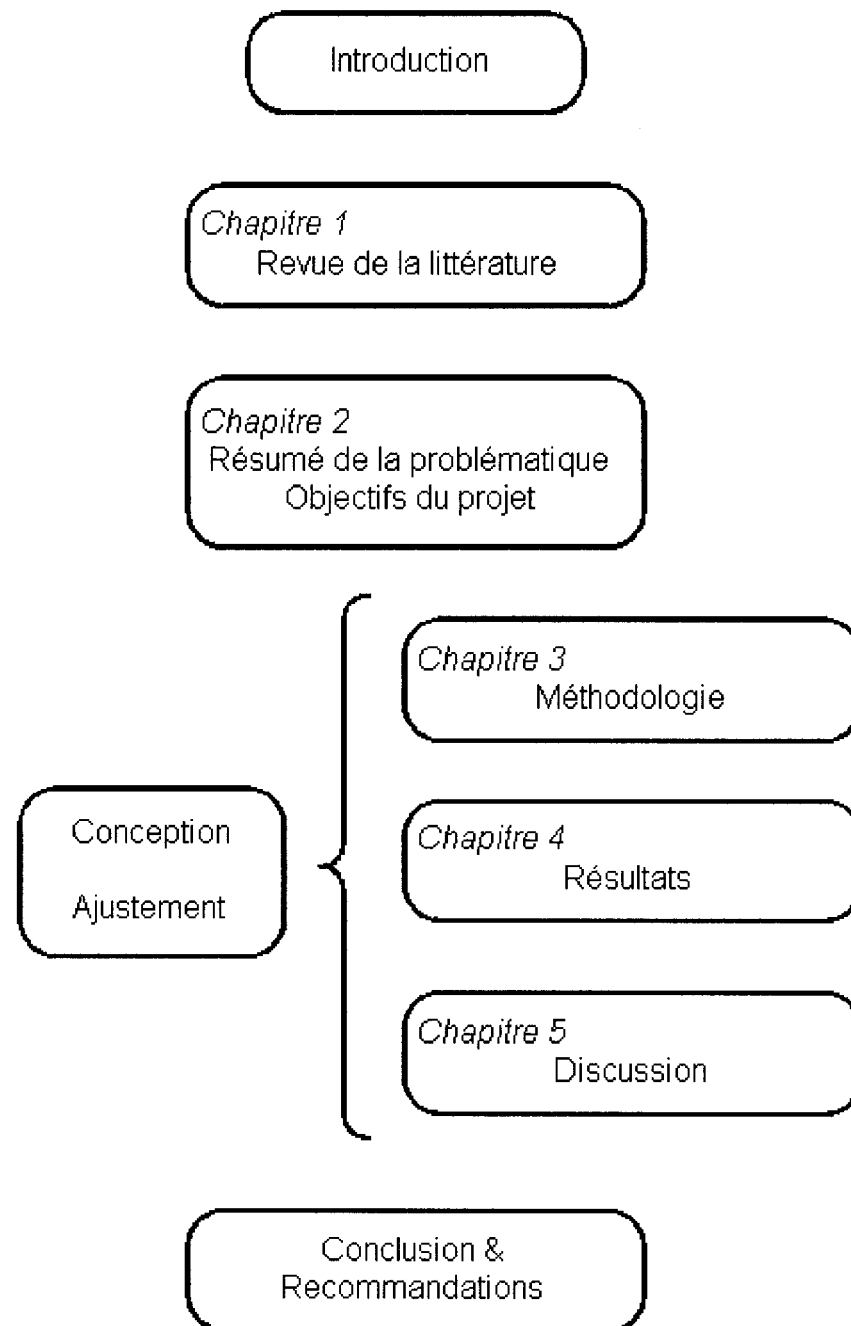


Figure 1 : Plan du mémoire

CHAPITRE 1 : REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 Anatomie du tronc

Le tronc est la partie principale du corps humain sur laquelle s'attachent les membres et la tête. En plus des cartilages, des articulations et des ligaments, son squelette comprend les os du bassin, de la colonne vertébrale et de la cage thoracique (figure 1.1). Le tissu musculaire recouvre les structures osseuses et s'y attache. Le rôle du tronc est de protéger et supporter les organes mous composant les systèmes respiratoire, cardiovasculaire, digestif et urinaire entre autres.

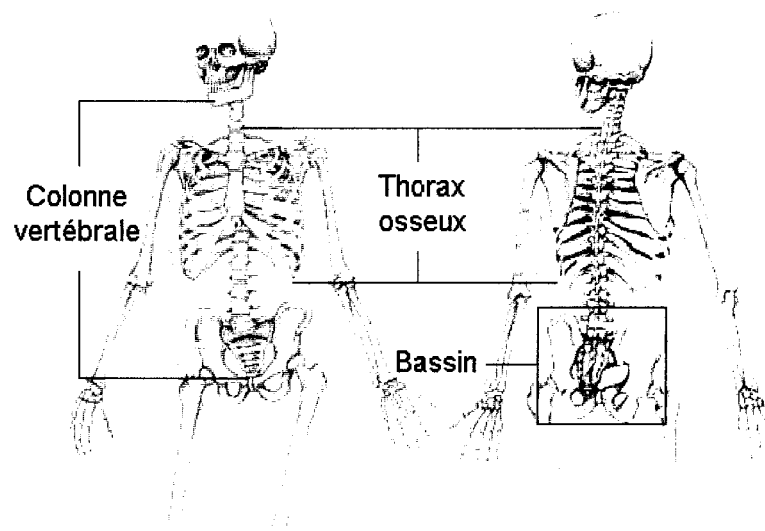


Figure 1.1 : Anatomie du tronc [adaptée de Marieb, 1993]

1.1.1 Anatomie de la ceinture pelvienne

Appelée ceinture pelvienne, pelvis ou bassin, cette structure profonde est formée de deux os iliaques symétriques entre lesquels s'insèrent les os terminaux de la colonne

vertébrale, soit le sacrum et le coccyx (figure 1.2). L'ensemble de ces structures s'articule au niveau de la symphyse pubienne et des articulations sacro-iliaques.

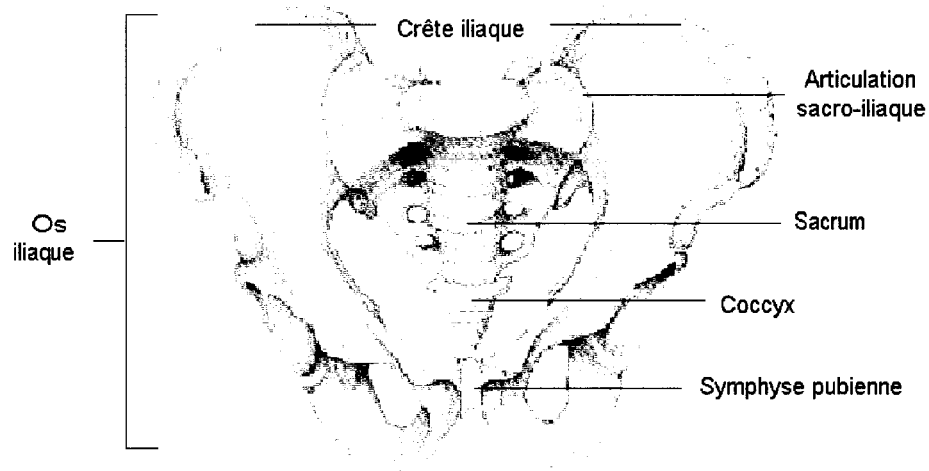


Figure 1.2 : Anatomie de la ceinture pelvienne [adaptée de Marieb, 1993]

La fusion des os ilion, ischion et pubis forme l'os iliaque. En posant les mains sur les hanches, on palpe les bords supérieurs des crêtes iliaques. Chaque crête iliaque se termine à l'avant et à l'arrière par des repères anatomiques facilement identifiables, les épines iliaques antéro-supérieure et postéro-supérieure gauche et droite.

1.1.2 Anatomie de la colonne vertébrale

La colonne vertébrale est une structure souple et ondulée composé de 26 os répartis sur cinq segments (figure 1.3). Les courbures cervicale, thoracique et lombaire contiennent respectivement 7, 12 et 5 vertèbres distinctes tandis que 5 et 4 vertèbres fusionnées forment respectivement le sacrum et le coccyx. Toutes les vertèbres possèdent une structure de base qui varie selon leur emplacement. Ainsi, la robustesse des corps vertébraux augmente vers le bas du rachis afin de supporter les charges additionnelles.

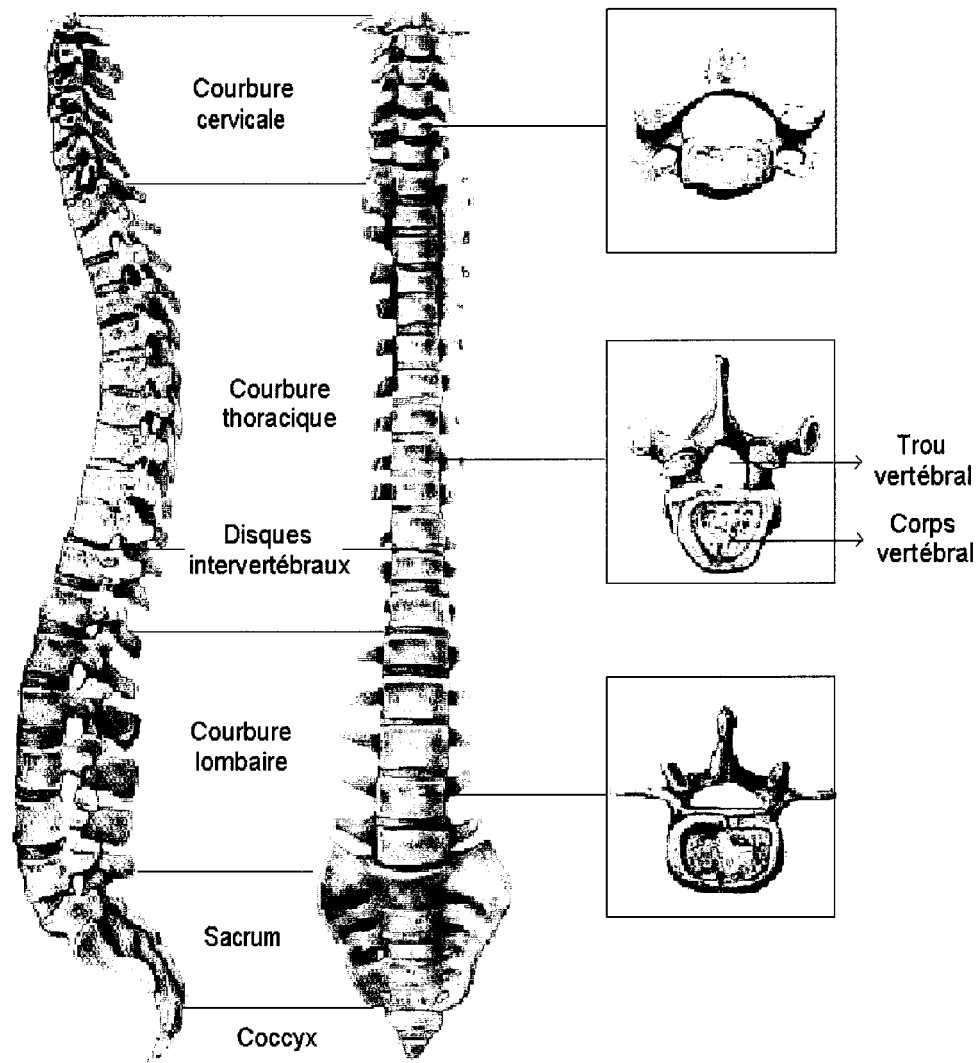


Figure 1.3 : Anatomie de la colonne vertébrale [adaptée de Marieb, 1993]

Des disques intervertébraux élastiques et compressibles séparent les vertèbres entre elles. L'épine dorsale est maintenue en place à l'aide d'un système complexe formé de ligaments et de muscles. Les courbures rachidiennes augmentent la résistance, l'élasticité et la souplesse de la colonne vertébrale.

1.1.3 Anatomie du thorax osseux

De forme conique, le thorax osseux ou cage thoracique est composé de 12 vertèbres thoraciques, de 12 paires de côtes et d'un sternum (figure 1.4). À l'arrière, chaque côte se fixe et s'articule en différents points avec les vertèbres de même rang. Les cartilages costaux fixent les 10 premières paires de côtes avec le sternum à l'avant. Les 2 autres paires de côtes sont dites flottantes.

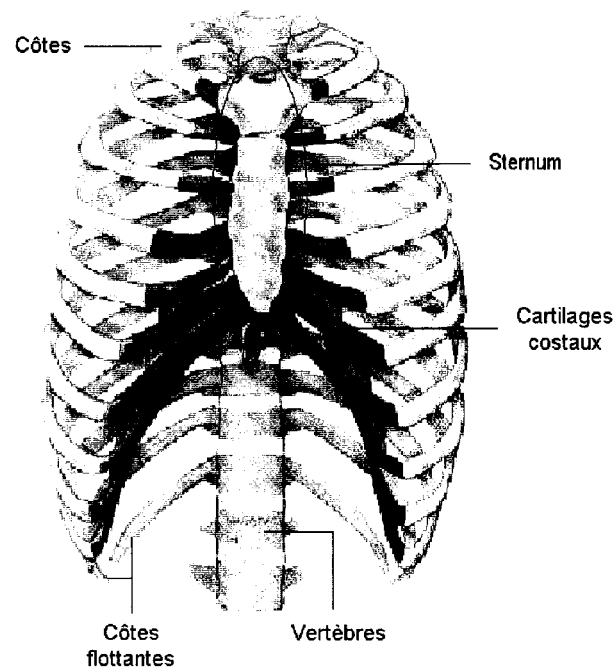


Figure 1.4 : Anatomie du thorax osseux [adaptée de Marieb, 1993]

1.2 La scoliose

La scoliose est une maladie qui fut observée et documentée très tôt dans l'histoire par Hippocrate (Marketos, 1999). Plusieurs médecins et cliniciens ont par la suite tenté de

comprendre l'origine de la maladie pour mieux la traiter. Malgré tous leurs efforts, 70% des scolioses sont de nos jours classées idiopathiques, donc de cause inconnue (Keim, 1976).

1.2.1 Définition

Maladie du système musculo-squelettique, la scoliose idiopathique de l'adolescence (SIA) génère une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale qui entraîne une torsion des vertèbres sur elles-mêmes (Keim, 1979). Le thorax, le bassin et l'abdomen suivent le mouvement induit par les vertèbres et se déforment à leur tour (figure 1.5).

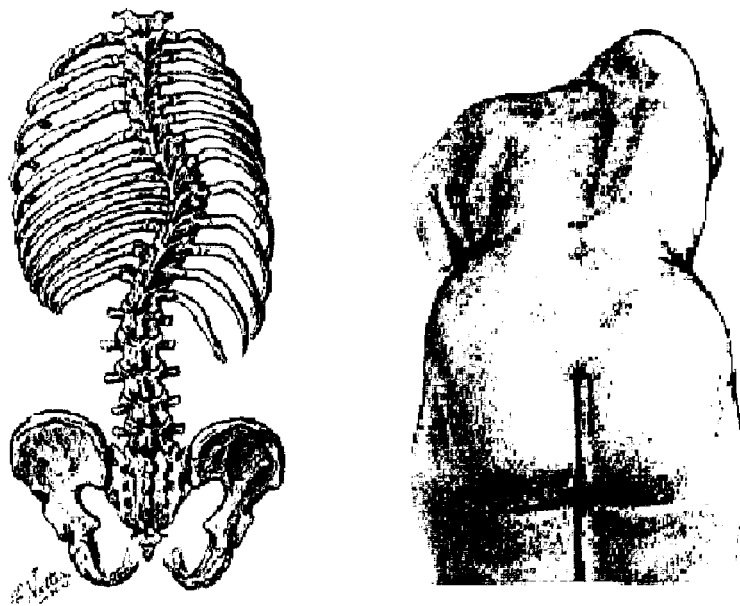
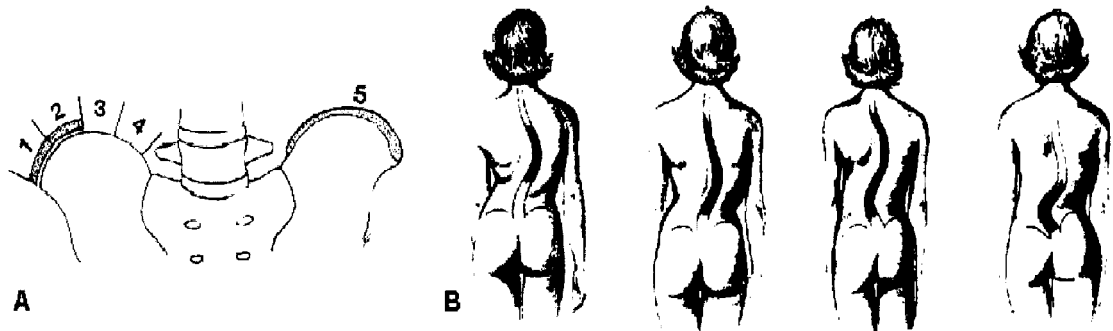


Figure 1.5 : La colonne vertébrale et la cage thoracique d'un patient scoliotique [adaptée de Keim, 1979]

La prévalence de la SIA se situe entre 2 et 3%. Elle atteint surtout la population féminine et apparaît généralement durant la poussée de croissance pubertaire (Lonstein et coll., 1982; Pope et coll., 1984; Shands et coll., 1955).

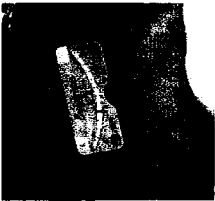

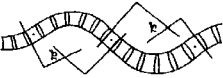
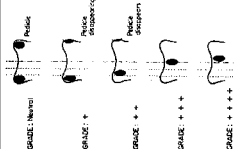


1.2.2 Évaluation de la scoliose

L'apparition d'une asymétrie externe sur le thorax ou une bosse dans le dos est le premier signe qui amène un patient à consulter un médecin. L'examen clinique et radiologique permet ensuite aux cliniciens d'évaluer la déformation rachidienne (Poncet et coll., 1999). L'âge d'apparition, la maturité osseuse (indice Risser) et la forme de la courbure (classement SRS, Scoliosis Research Society) sont les premiers critères qui différencient les types de scolioses (figure 1.6).



Le diagnostic est ensuite complété à l'aide d'indices cliniques 2D ou 3D qui quantifient les courbures scoliotiques. De plus, ces mesures permettent de suivre la progression de la scoliose. Le tableau 1.1 présente quelques indices couramment employés pour la classification de la déformation. Évidemment, les données anthropométriques du patient sont ajoutées à son dossier.

Tableau 1.1 : Approche couramment utilisée pour classer les SIA.

Approches	Clinique		Évaluation 2D Radiographies frontale et latérale		Évaluation 3D à partir d'une reconstruction radiographique	Évaluation 3D externe à partir de données de Moiré
Types de mesures	Gibbosité	Déjettement	Angle de Cobb	Rotation vertébrale	Orientation du plan de déformation maximale	POTSI
Position du patient	Penché à l'avant	Debout	Debout	Debout	Debout	Debout
Instrument utilisé	Scoliomètre	Fil à plomb	Compas	Gabarit	Outil informatique	Outil informatique
Signification	Indique le degré de déformation de la cage thoracique (asymétrie) (Keim, 1976)	Montre la déviation latérale du tronc (Keim, 1976)	Mesure l'amplitude de la courbure vertébrale (Cobb, 1948)	Les déviations pédiculaires montrent la rotation axiale vertébrale (Nash et Moe, 1969).	Plan vertical pour lequel l'angle de Cobb de la colonne projetée sur ce plan est maximal	Analyse globale de l'asymétrie du tronc (Suzuki et coll., 1999).
Figures [tirée de Keim, 1976]						

1.2.2 Type de traitements

La forme de traitement varie selon la gravité de la maladie. Les déformations scoliotiques de moins de 20° d'angle de Cobb sont habituellement suivies sans traitement. Les SIA modérées et progressives sont traitées à l'aide de moyens non-chirurgicaux. Les stimulations électriques et la physiothérapie (Weiss, 1992) sont parfois recommandées mais le port d'orthèse est la méthode la plus efficace et la plus couramment employée (Nachemson et coll., 1995). Finalement, environ 10% des courbures scoliotiques sont sévères et nécessitent des traitements chirurgicaux.

1.2.2.1 Traitement orthopédique

Le rôle des orthèses thoracolombosacrées (TLS) est d'empêcher la progression de la scoliose et, si possible, de la corriger. Ainsi, toutes les orthèses développées au cours des dernières années transmettent des forces et des moments sur le tronc des patients parce que le rachis n'est pas directement accessible (White et Panjabi, 1978). Le tableau 1.2 répertorie 3 types d'orthèses TLS s'adressant aux SIA progressives ou aux SIA situées entre 20° et 40° d'angle de Cobb. Ces 3 orthèses ont pavé la voie à plusieurs autres modèles : Rosenberg, Wilmington, Miami, 3 valves, Body Jacket, Cheneau, CAEN, etc.. D'autres orthèses ont également été mises au point pour les traitements précoces de la SIA (la gamme des corsets toilés) ou pour d'autres types de scoliose (Garchois, etc.).

Plusieurs auteurs ont comparé l'efficacité des trois principaux corsets présentés dans le tableau 1.2. Une étude publiée par Montgomery et coll. en 1990 démontre que le corset de Boston est plus efficace que le corset Milwaukee. En fait, ils ont suivi 244 adolescents scoliotiques pendant deux ans après avoir été traité par l'un ou l'autre des corsets (Montgomery et coll., 1990). Katz et coll. ont plutôt comparé le corset de Boston au corset de Charleston (Katz et coll., 1997). Leur résultat montre que le corset de Boston

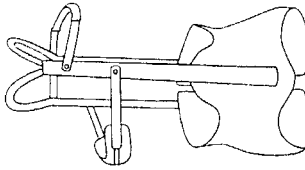
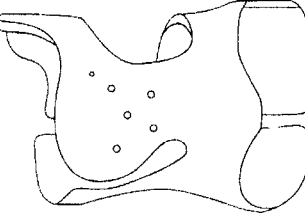
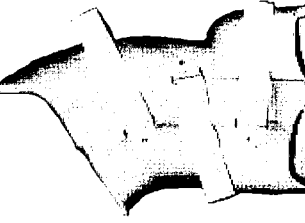
est plus efficace pour stabiliser la progression de la SIA et améliorer l'état de la courbure scoliotique. L'effet est plus marqué pour les courbures situées entre 36° et 45° d'angle de Cobb. Les auteurs mentionnent que le corset de Charleston peut être considéré seulement pour les petites courbures situées au niveau thoracique ou lombaire. Les études cliniques montrent que le corset de Boston est l'orthèse la plus efficace. De plus, c'est l'orthèse la plus couramment prescrite et appréciée par les patients (Labelle et Dansereau, 1990).

Le temps optimal de port quotidien du corset fut également étudié. Rowe et coll. (1997), ont évalué l'efficacité du traitement lorsque le corset est porté 8, 16 et 23 heures par jour. Les résultats de leur étude montrent que l'efficacité du traitement est significativement plus élevée lorsque le corset est porté 23 heures par jour (92%) par rapport à un temps de port de 8 heures (60%) ou de 16 heures (62%). D'un autre côté, le temps de port réel du corset a été évalué à l'aide de petites cellules électriques cachées à l'intérieur des points d'appuis du corset. Chaque cellule s'active par un interrupteur de pression et l'erreur du système est d'environ 2%. L'étude fut menée pendant 3 mois avec 15 patients consentants mais ignorants la présence des cellules. Les résultats montrent que le temps de port quotidien réel du corset par le patient est significativement plus court que le temps recommandé (Houghthon et coll., 1987).

L'effet à long terme du traitement par corset de Boston fut également étudié. La plupart des études démontrent que le corset réduit les courbures frontales initiales de 30 à 50 % (Emans et coll., 1985). Toutefois, la correction subit par la suite une perte progressive et la colonne retrouve pratiquement sa courbure initiale à la fin de la période de traitement (Labelle et Dansereau, 1990).

Pour résumer, Weisz mentionne que l'efficacité des traitements orthopédiques dépend de la progression naturelle de la déformation, de l'habileté de l'orthésiste et de la compliance du patient (Weisz et coll., 1989).

Tableau 1.2 : Types d'orthèses TLSO.

	Milwaukee	Boston	Charleston
Historique	Conçu par Blount et Schmidt en 1946 (Blount et Moe, 1980)	Conçu par Hall et Miller en 1971 (Hall et coll., 1975; Watts et coll., 1977)	Décrit par Hibbs (1931) Conçu en 1978 à Charleston par F. Reed Étude préliminaire en 1990 (Price et coll., 1990)
Description	Ceinture pelvienne 2 tuteurs postérieurs 1 tuteur antérieur 1 collier cervical	Monocoque fabriqué en polypropylène et doublé d'une mousse en polyéthylène à l'intérieur Découpé de fenêtres et muni de coussins d'appui La fermeture postérieure est assurée par 2 ou 3 sangles	Orthèse bi-valve, relié par des vis Le maintient est assuré par des bandes Velcro
Avantages	Facilement adapté et réglé	Discret (porté sous les vêtements) S'enlève / se met facilement	Port nocturne de 8h Acceptation du traitement Poursuite d'activité sportive diurne
Désavantages	Le collier cervical limite son acceptation	Non prescrit pour les courbures scoliotiques hautes sur la colonne vertébrale	Seule la déviation dans le plan frontal est prise en compte
Photo			

1.2.2.2 Traitement chirurgical

Lorsque la SIA est sévère (angle de Cobb supérieur à 40°) et progressive, le patient doit subir un traitement chirurgical. Les courbures scoliotiques sont alors réduites par l'insertion de tiges, de crochets et de vis (figure 1.7) et complétées par une ostéosynthèse.

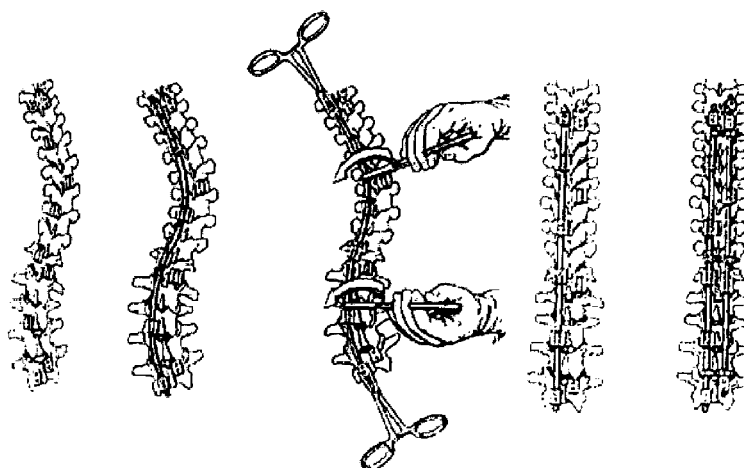


Figure 1.7 : Instrumentation du rachis [tirée de Lonstein et coll., 1995].

Les principaux types d'instrumentations postérieures sont : Harrington, CD (Cotrel-Dubousset) et Colorado. La combinaison des actions mécaniques induites sur les vertèbres par l'intermédiaire de l'instrumentation corrige les courbures. De l'os cortical spongieux provenant de la crête iliaque ou des apophyses épineuses est ensuite déposé sur la surface postérieure des vertèbres afin de permettre la fusion osseuse de l'ensemble.

1.3 Évaluation 3D des déformations scoliotiques

L'arrivée de la radiographie a permis au médecin de voir les structures osseuses d'un individu. L'image obtenue est toutefois une photographie ou projection 2D des géométries osseuses 3D de l'individu. Parce que la radiographie est un moyen simple pour documenter les déformations vertébrales, la SIA a été considérée comme une

déformation 2D de la colonne vertébrale. Depuis une vingtaine d'années, les chercheurs admettent plutôt que la scoliose est une déformation 3D du rachis et qu'il faut la traiter en conséquence (Graf, 1983; Dubousset, 1990). Ainsi, différentes techniques furent mises au point pour tenir compte de l'aspect 3D des déformations scoliotiques.

1.3.1 Méthodes de reconstruction 3D du rachis et de la cage thoracique à partir de radiographies

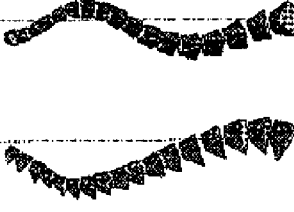
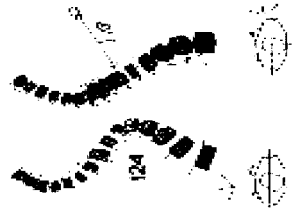
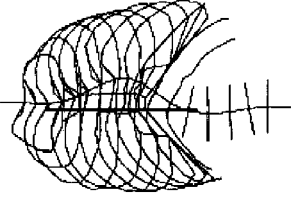
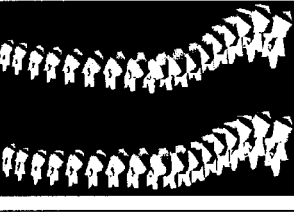
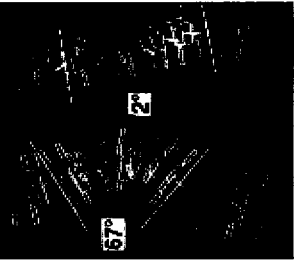
Plusieurs équipes utilisent la tomographie (CT-Scan) pour voir en 3D les structures osseuses du tronc des patients. Cette technique est simple d'utilisation mais le patient doit être couché pendant l'acquisition, ce qui sous estime la courbure scoliotique relativement à la courbure en position debout (Matsumote et coll., 1992).

Pour visualiser l'état de la SIA en position debout, des équipes de recherche reconstruisent les structures osseuses d'un patient en 3D à partir de la prise de radiographies multivues. Le potentiel des modèles 3D est ensuite étudié : calcul d'indice 2D et 3D de la SIA, création d'une base de donnée, simulation de traitement par orthèse et chirurgical (après création d'un modèle biomécanique 3D par éléments finis basé sur le modèle géométrique 3D reconstruit à partir des radiographies). Les différences majeures entre les méthodes de reconstruction 3D existantes sont :

- La méthode mathématique de reconstruction utilisée;
- Les points sélectionnés sur chaque RX pour identifier les structures osseuses ;
- La représentation visuelle du modèle.

Le tableau 1.3 répertorie quelques approches développées par différentes équipes de recherches. Cependant, peu d'information technique est disponible.

Tableau 1.3 : Techniques de reconstruction 3D des structures osseuses.

Auteurs	Logiciel Rachis 91 TM Hecquet coll. (1992)	De Giorgi et coll. (1992)	Dansereau et Stokes (1988)	De Smet et coll. (1980)	Matsumoto et coll. (1992)
Incidence des acquisitions	Orthogonale (PA et latérale)	Orthogonale (PA et latérale)	PA 0° et PA 20°	PA, 2 obliques (à 45° et -45°)	2 vues obliques séparées de 50°
Méthode de reconstruction	Barycentrique	Barycentrique	DLT (Marzan, 1976)	Triangulation	Photogrammétrie
Structure reconstruite	Vertèbres	Vertèbres	Cage thoracique, rachis, bassin	Vertèbres	Vertèbres
Points identifiés sur les Rx	Les 4 coins apparents d'un corps vertébral	Disques intervertébraux.	11 points arbitraires par côte, 6 points par vertèbres et 20 points pour le bassin	Centroïde des vertèbres	Coins latéraux du plateau inférieur et supérieur, frontière inférieure des pédicules
Représentation visuelle					

1.3.2 Méthodes de reconstruction 3D de la surface externe du tronc

Présentement, le suivi documenté des patients scoliotiques se fait à l'aide d'une prise régulière de radiographies. Cependant, les radiations accumulées par le patient limitent la fréquence d'acquisition ce qui réduit le suivi de la déformation scoliotique pendant les périodes de forte croissance osseuse. Une nouvelle avenue basée sur le suivi de la surface externe du tronc du patient acquise à l'aide de techniques non invasives utilisant des numériseurs 3D permet un suivi régulier sans conséquence négative pour le patient (Hierholzer et Poncet, 1992; Poncet et coll., 1999). Plusieurs types de numériseurs sont disponibles : mécanique, magnétique, temps de propagation et optique (Neis, 2002).

Les numériseurs mécaniques ont l'avantage d'être indépendants de la texture, de la couleur et de l'éclairage tout en ayant une précision ponctuelle très élevée (ordre du micron). Cependant, le patient peut bouger durant la numérisation et donc globalement la précision est réduite. De plus, ces techniques ont le désavantage d'être lentes, encombrantes et d'offrir seulement un petit volume à numériser. Les systèmes à champs magnétiques peuvent suivre plusieurs capteurs en temps réel mais ils sont sensibles aux autres champs magnétiques et asservis d'un système de câblage. Les numériseurs basés sur le temps de propagation (acoustique et ultrasonique) ont plusieurs avantages mais ils sont sensibles aux déformations élastiques de l'environnement (conditions atmosphériques, acoustiques et optoélectroniques) (Neis, 2002). Les numériseurs optiques se répartissent en différentes catégories selon le mode d'acquisition des données. La figure 1.8 énumère les nombreuses méthodes mises au point.

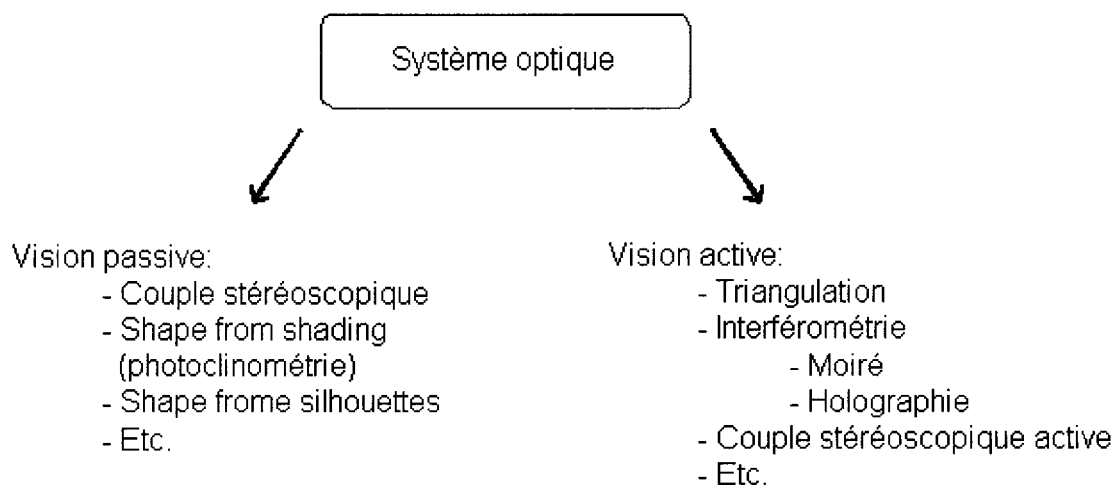


Figure 1.8 : Types de numériseurs optiques [tirée de Curless, 1997].

Les méthodes basées sur la vision passive utilisent les images de la scène sans structuration particulière. Confronté à la complexité apparente des images, le traitement informatique se base sur l'extraction de primitives géométriques pour reconstruire la géométrie 3D à partir d'au moins deux images de la scène. Les caractéristiques les plus souvent utilisées sont les discontinuités photométriques (la transition claire / sombre ou inversement) qui mènent à l'extraction de points, de contours ou de régions et les variations photométriques (Roussel, 1999).

D'autre part, la vision est dite active lorsque les objets sont reconstruits à l'aide d'un éclairage contrôlé qui illumine la scène d'une manière particulière (Roussel, 1999). Ce procédé limite la complexité des données et des traitements à faire pour reconstruire la scène originale. Ainsi, la projection d'un motif structuré sur la scène (un point, une nappe laser ou une grille) remplace les primitives naturelles que l'on peut en extraire (des contours par exemple) par des motifs facilement identifiables (un point, une ligne ou une grille) (Hu et Stockman, 1989). Néanmoins, ces techniques sont limitées par la portée et le champ de la source de lumière utilisée et par les conditions d'acquisition de la scène (Laroche et coll., 1997).

L'éclairage peut-être contrôlé à l'aide d'une source laser. Projeté à travers une lentille cylindrique, le rayon laser éclaire une tranche de la scène (figure 1.9a). Des caméras CCD calibrées permettent ensuite le calcul de la position dans l'espace de la tranche éclairée. La reconstruction complète de la scène est obtenue par un déplacement de la source laser (translation ou rotation) autour de l'objet à numériser. Cette technique est reconnue pour être une des plus précises (0.1 à 1.5 mm) tout en offrant une excellente résolution (0.01 à 0.1 mm). Toutefois, le temps d'acquisition est trop long pour numériser une personne et la structuration des données est difficile à gérer (Roussel, 1999).

La vision en lumière structurée consiste à remplacer, dans un système stéréoscopique classique, l'une des deux caméras par une source de lumière projetant un motif régulier sur la scène observée (Fofi et Mouaddib, 1999). Ainsi, le temps d'acquisition est beaucoup plus court que les techniques laser parce que la scène n'a plus besoin d'être balayée par un faisceau plan (Roussel, 1999). De nombreux motifs codés ont été proposés pour couvrir des objets de la taille d'un être humain (Batlle et coll., 1998). La figure 1.9b présente la projection d'un patron de lignes verticales (alternance de bandes blanches et noires). Ce motif structurant a l'avantage de couvrir tout le champ de la caméra CCD et garantit une codification robuste des données (Fofi et Mouaddib, 1999). L'image est obtenue soit par stéréovision (2 caméras) ou par interférométrie (comparaison entre deux prises de vues par une caméra). Dans le cas de l'interférométrie, l'image obtenue est bidimensionnelle et la valeur des pixels équivaut à la distance entre l'appareil de mesure et l'objet numérisé. La connaissance des paramètres internes de la caméra permettent alors de positionner et de restituer la forme et la texture (dans certains cas) de l'objet numérisé (Neis, 2002). Le modèle final est composé d'un grand nombre de points positionnés en 3D.

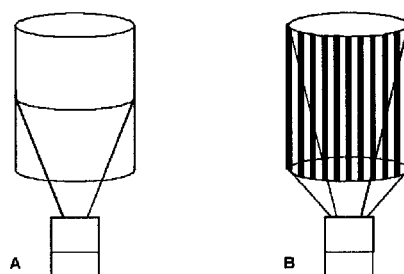


Figure 1.9 : Méthode utilisant la vision active.

A) La source laser éclaire une tranche de l'objet. B) La projection de la lumière structurée éclaire tout l'objet.

Les techniques optiques sont avantageuses mais elles nécessitent un calibrage et elles sont sensibles à la réflectance et au contraste. De plus, la qualité de la reconstruction dépend de la complexité de la géométrie à reconstruire. Ainsi, plus une topographie est complexe, plus la quantité de zones d'ombres et d'occlusions augmentent ce qui crée des discontinuités dans le processus de reconstruction (Neis, 2002; Pazos, 2002).

1.3.3 Méthodes de fusion des structures osseuses et de la surface externe du tronc

Drerup mentionne que la détermination absolue de l'état de la courbure scoliotique nécessite la visualisation des structures osseuses et de la surface du tronc d'un patient (Hierholzer et Drerup, 1992). Pour augmenter le réalisme et documenter la SIA, les deux géométries doivent être reconstruites en 3D (section 1.3.1 et 1.3.2) puis représentées dans le même système d'axe. Dans notre cas, la géométrie interne (structure osseuse) et la géométrie externe (surface du tronc) du patient ont des parties communes. Après leur détection, une procédure de recalage permet d'optimiser la transformation géométrique qui relie les deux nuages de point.

Première étape de décision, le choix de la nature de la transformation (rigide ou élastique) dépend des caractéristiques des structures numérisées (tailles, complexités) (Subsol, 1995) et de la qualité des instruments de mesure (Neis, 2002). Comme son nom l'indique, le recalage rigide est une transformation directe composée d'une translation et

d'une rotation qui recentre et aligne le premier nuage de points vers le deuxième. À base de distance ou de distance quadratique moyenne, la minimisation de la transformation peut se faire selon différentes approches : coefficient de corrélation, entropie d'histogramme, information mutuelle, ratio de corrélation, gradient, etc. (Wells et coll., 1996). Certains auteurs ajoutent même un facteur d'échelle qui tient compte des erreurs de numérisation (Challis, 1995).

Par opposition au recalage rigide, le recalage élastique ne minimise pas un critère particulier mais étudie et compare les déformations entre les structures à apparier. Les transformations compensent donc les non-linéarités induites par les instruments de numérisation et par l'élasticité éventuelle des objets observés (Challis, 1995). Cependant, le recalage non-rigide est un problème plus difficile puisque le nombre de paramètres recherchés est beaucoup plus important. On peut ainsi passer de 6 paramètres pour les transformations rigides à 12 pour les transformations affines les plus générales et davantage pour les transformations polynomiales d'ordre supérieur (Ayache, 1998).

Les caractéristiques ou parties communes des structures sur lesquelles se base le recalage sont de plusieurs types : points, lignes, surfaces, etc. Les techniques les plus souvent utilisées sont : recalage point-point, point-surface ou surface-surface. Des trois méthodes, Maurer et Fitzpatrick (1993), ont prouvé que l'algorithme qui donne le meilleur résultat est celui qui cherche à apparier un point avec une surface.

Finalement, deux approches résolvent tout algorithme de recalage : déterministe ou itératif. Les algorithmes déterministes calculent directement les paramètres de la transformation géométrique. Par opposition, les algorithmes itératifs recherchent au fur et à mesure les paramètres du recalage. La recherche de solution est donc orientée au fil des itérations ce qui améliore la qualité du recalage au détriment du temps de calcul (Neis, 2002).

1.4 Correction 3D des déformations scoliotiques

Le traitement non-chirurgical le plus répandu est le port d'orthèse TLS. Il applique un chargement externe de façon stratégique afin de rétablir l'équilibre rachidien et contrebalancer les déformations.

Parmi toute la gamme d'orthèses TLS offertes, le corset de Boston est actuellement l'orthèse la plus utilisée en Amérique du Nord pour le traitement des SIA modérées (Labelle et Dansereau, 1990). Les effets de cette orthèse sont également bien documentés et connus par la communauté scientifique. L'action correctrice est assurée par des points d'appuis ajoutés à l'intérieur du corset et des ouvertures découpées sur le corset. Le transfert des forces produites par le corset est indirect et s'effectue à travers les tissus mous et les os. Au niveau thoracique, les forces sont appliquées sur la cage thoracique et transmises au rachis par les côtes alors qu'au niveau lombaire et abdominal, les forces sont appliquées sur la paroi abdominale. Ainsi, deux points d'appuis sont éloignés de l'apex de la déformation (niveau cervical et sacré) alors que le dernier point d'appui est appliqué au niveau de l'apex de la déformation (lombaire ou thoracique).

Deux théories se confrontent afin de comprendre comment le corset prévient la progression de la SIA : la théorie des forces passives qui indique que la progression est prévenue par les forces exercées par le corset sur le patient et la théorie des forces actives qui explique que la progression est arrêtée par la contraction des muscles du patient en réponse au port du corset (Rowe, 1997). Afin de vérifier ces théories, Wynarsky et coll. (1989) ont mesuré l'activité myoélectrique de ces muscles avec et sans le port du corset. Les résultats indiquent que les forces actives ne jouent pas un rôle significatif dans la correction des SIA.

Une étude menée par Labelle et coll. à partir de reconstruction 3D des structures osseuses des patients (section 1.3.1) montre que le corset de Boston tel qu'il est conçu et ajusté n'a

pas d'action réelle 3D (Labelle et coll., 1992; Labelle et coll., 1996). En fait, cette orthèse réduit l'allure de la scoliose dans le plan frontal mais aggrave le dos plat dans le plan latéral (hypocyphose et hypolordose). De plus, il ne produit pas d'amélioration du plan de déformation maximale ni de dérotation du thorax et des vertèbres.

La simulation du traitement par corset a été effectuée sur un modèle biomécanique des structures anatomiques du tronc de quelques patients (Aubin, 1995; Descrimes, 1995; Gauvin, 1996; Beauséjour, 1999). Les résultats montrent qu'il est possible d'obtenir une meilleure correction 3D des déformations scoliotiques par un positionnement plus judicieux des points de pression en tenant compte de l'aspect 3D des déformations (Aubin, 1996; Gauvin, 1996). Ainsi, l'efficacité du traitement par corset de Boston est présentement réduite par l'utilisation de moyens inadéquats de conception et d'ajustement (images radiologiques 2D).

Les orthèses sont portées plus de 20 heures par jour pendant 1 à 3 ans. En plus d'être long et onéreux, ce traitement est donc irritant physiquement et psychologiquement pour le patient (Labelle et Dansereau, 1990). Il est donc primordial que ce traitement soit le plus efficace possible.

Lorsqu'un traitement par corset de Boston est prescrit, le protocole comporte 2 visites consécutives du patient en clinique espacées en moyenne d'un mois. Toutes les acquisitions nécessaires à la conception de l'orthèse sont prises à la première visite. Par la suite, la conception et la fabrication du corset sont réalisées. Le corset est remis au patient à sa deuxième visite en clinique. L'orthopédiste et l'orthésiste terminent alors les ajustements pour s'assurer de son action biomécanique.

1.4.1 Revue des techniques d'aide à la conception

Le traitement par corset de Boston débute par la conception suivie de la fabrication de l'orthèse. Pour simplifier le processus, Hall et coll. ont conçu une série de modules symétriques de grandeur standard prédéterminée (Hall et coll., 1975). Quatre modèles de base sont disponibles :

- Le module lombaire traite les courbures ayant un apex situé sous L1;
- Le module thoraco-lombaire traite les courbures thoraco-lombaires avec un apex situé sous T12 ainsi que les courbes thoraciques basses avec un apex situé sous T10;
- Le module thoracique traite les courbures doubles ainsi que les courbes thoraciques avec un apex situé entre T6 et T10;
- Le dernier module est une modification du module thoracique pour traiter l'hypocyphose et il a une extension vers la tête afin d'encourager la cyphose.

Chaque module est préfabriqué dans environ 30 grandeurs différentes ce qui accommode environ 95% des patients (Watts et coll., 1977). Le choix de l'orthèse se fait selon la courbure et la taille du patient. Ensuite, l'orthésiste se base sur les images radiologiques pour ajouter les coussinets de dimensions variables à l'intérieur du corset et pour découper les valves sur le corset (Physical Support Systems, 1985). Quoique rapide, la méthode traditionnelle de conception du corset a été progressivement mise de côté parce que l'orthèse ne moulait pas bien tous les corps.

Par la suite, la prise d'empreinte du tronc du patient par moulage plâtré a permis de fabriquer l'orthèse « sur mesure ». La méthode débute par l'acquisition du « négatif » de la partie avant suivi de la partie arrière du tronc à l'aide de bandage en plâtre. Les deux morceaux sont rassemblés, fermés dans le fond et remplis de plâtre. L'orthèse est ensuite réalisée par thermoformage sur le « positif » précédemment créé. Finalement, la méthode d'ajout d'appui et de découpe de valves se base toujours sur les images radiologiques du patient.

Raschke et coll. ont par la suite mené une étude de faisabilité de fabrication du corset selon les méthodes de C.F.A.O. (Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur) (Raschke et coll., 1990). L'étude a été menée avec le système CANFIT qui est un outil d'aide à la conception et la fabrication de prothèse de pied. Le temps mis pour adapter le système et pour concevoir l'orthèse a été trop long mais les résultats de l'étude sont prometteurs. De plus, la C.F.A.O. a l'avantage de s'affranchir de l'étape de moulage plâtré. Raschke suggère de créer un outil C.F.A.O. dédié à la fabrication de corset TLSO.

Au début des années 1990, Belmajdoub et coll. ont proposé un système automatique de reconstruction 3D du tronc des patients basé sur la stéréovision. Le but recherché était d'éviter la prise d'empreinte en plâtre et de fournir aux orthésistes un outil informatique leur permettant de quantifier les corrections à apporter sur les corsets (Belmajdoub et coll., 1992; Belmajdoub, 1993).

Voici un bref résumé de leur méthode. L'acquisition de la surface externe est effectuée par un système de vision passive composé de deux caméras CCD (figure 1.10a). Acquise pratiquement en même temps, les deux images sont composées de 256 niveaux de gris et les conditions d'illumination sont très proches. Le patient est tourné sur lui-même de 180° après la première série d'acquisition pour acquérir le reste du tronc. Pour sa part, le calibrage de la scène s'appuie sur l'optique géométrique qui consiste à faire l'hypothèse que tous les rayons incidents convergent vers un même point appelé centre de projection (Toscani, 1987). Le pré-traitement des images se termine par l'ajout volontaire de contraste parce que les images obtenues sont peu texturées ce qui limitait les appariements possibles (Belmajdoub, 1993).

Deuxième étape du traitement, la mise en correspondances entre les images s'effectue à l'aide d'un ensemble de couples de primitives homologues. Ces primitives sont des points de contraste extraits des images du buste et localisé à l'intérieur des zones de

superposition. L'algorithme qui apparie ces primitives utilise la contrainte épipolaire déterminée lors de la phase de calibrage.

À la fin de l'étape de mise en correspondance, une liste de couples de points homologues (I_1 , I_2) appartenant respectivement aux images gauche et droite est établie. À partir de cette liste, le processus de reconstruction 3D débute en déterminant par triangulation la position 3D d'un ensemble de points P . Cette étape de reconstruction 3D (figure 1.10b) permet de passer d'un couple de primitives images à sa représentation tridimensionnelle dans la scène par perspective inverse (Belmajdoub, 1993).

La connaissance des paramètres optiques des deux caméras, de leur relation spatiale et de la correspondance entre deux primitives (I_1 , I_2) gauche et droite, rend possible la détermination de la position du point physique P , dont le lieu géométrique idéal est celui de l'intersection de deux droites issues des deux centres optiques gauche et droit et passant par les points I_1 et I_2 (figure 1.10b) (Belmajdoub, 1993).

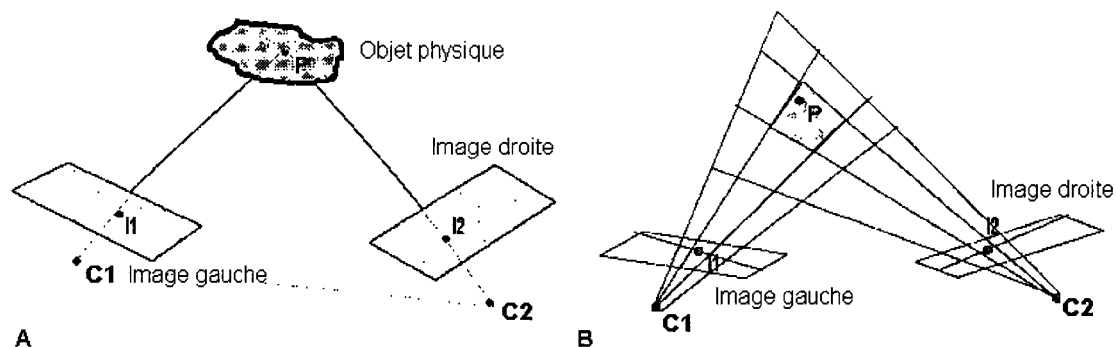


Figure 1.10 : Schéma du montage utilisé par Belmajdoub [adaptée de Belmajdoub, 1992].
A) Montage clinique composé de 2 caméras (C1 et C2). B) Position physique du point P à partir des points I_1 et I_2 .

La reconstruction 3D du tronc est réalisée à partir de courbes splines superposées les uns aux autres (figure 1.11a bas). Ces courbes sont le résultat d'une interpolation sur des points dont les coordonnées (x , y , z) sont déterminées à partir de la phase de mise en

correspondance (figure 1.11a haut). La précision d'une telle reconstruction est ainsi conditionnée par le nombre de points; plus ce nombre est élevé, meilleure est la reconstruction des courbes. Pour avoir suffisamment de points, il est recommandé de réduire la distance séparant les caméras du patient mais une augmentation du nombre de points augmente la durée du traitement informatique. Le modèle filaire obtenu est représenté à la figure 1.11b selon 3 points de vue (Belmajdoub et coll., 1992).

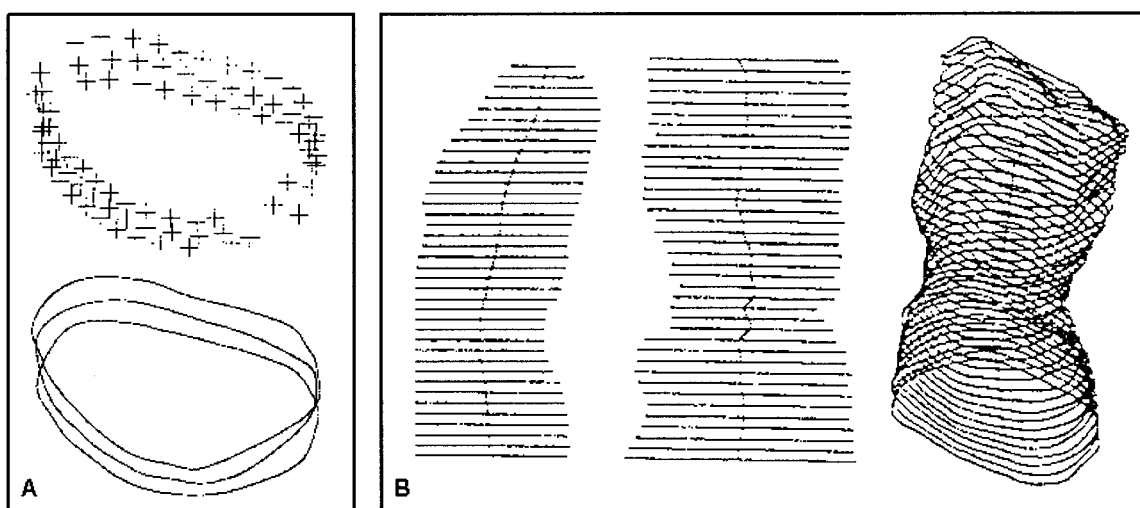


Figure 1.11 : Rendu visuel de la méthode développée par Belmajdoub [adapté de Belmajdoub, 1992].

A haut) Coordonnée (x, y, z) des points. A bas) Courbes de type spline qui relie les points B) Vue de côté, d'avant et 3D du modèle filaire.

L'outil informatique proposé apporte des solutions à de nombreuses difficultés rencontrées par les orthésistes (prise de données 3D, correction du moulage, simulation) et respectent les exigences du cahier de charge (rapidité, coût modéré, facilité d'utilisation). Néanmoins, quelques points de la méthode peuvent être contestés.

La précision de la reconstruction 3D a été évaluée sur un buste en plâtre pour 2 vues (couvre la moitié du tronc, figure 1.10). Les résultats ont été comparés avec ceux trouvés dans les mêmes conditions par une machine à mesurer par Belmajdoub (tableau 1.3).

Tableau 1.4 : Erreur moyenne

	Erreur (mm)	Écart-type (mm)
X	1.40	0.88
Y	7.75	9.13
Z	3.34	1.34

L'axe des x passe par les épaules, l'axe des y est perpendiculaire à l'axe des x et l'axe des z est l'axe de la hauteur. Selon la disposition du montage, l'erreur sur la profondeur (axe des y) est très élevée (7.75 mm) et la dispersion est inquiétante (9.13 mm). De plus, sachant que l'écart de profondeur est d'environ 100 mm, la méthode de reconstruction 3D mise en place est peu efficace pour évaluer la profondeur du tronc. Quant-à-elles, les erreurs associées aux axes x et z sont acceptables. Malheureusement, la précision n'a pas été évaluée pour la reconstruction 3D d'un tronc entier.

La visualisation du modèle filaire devrait être améliorée. Des surfaces peuvent être créées à partir de courbes de type spline, ce qui serait plus convivial pour les médecins. Plus important, le corset est conçu sans tenir compte des structures osseuses du patient. La corrélation entre la surface externe et les structures osseuses est mal connue (Merolli, 1992; Merolli et coll, 1992).

La compagnie Orten a également développé un outil de C.F.A.O. (Orten, 1992). Le moulage optique se fait à l'aide de huit dispositifs électro-optiques de projection de franges et de quatre caméras CCD d'enregistrement des images. Le tout est réparti de manière symétrique. Le patient est positionné au centre du montage avec les bras surélevés et il est vêtu d'un jersey blanc à usage unique (figure 1.10a). Des pastilles de couleurs placées sur les repères anatomiques importants permettent la construction de l'ensemble colonne-thorax. À partir des images vidéos, un logiciel reconstruit la topologie de surface du patient (figure 1.10b). Le logiciel affine ensuite le modèle en superposant un modèle théorique de la colonne vertébrale et de la cage thoracique sur les

repères anatomiques marqués de pastilles de couleurs (figure 1.10c). Le modèle final est ensuite analysé par un logiciel automatisé de correction qui rectifie la forme externe du tronc. Lorsque la correction est terminée, une machine à commande numérique va fraiser le « positif » dans un bloc de mousse en polyuréthane expansé injecté. Sur cette forme, l'orthésiste va réaliser le corset prescrit par thermoformage (Garin, 1997; Biot et coll., 1999).

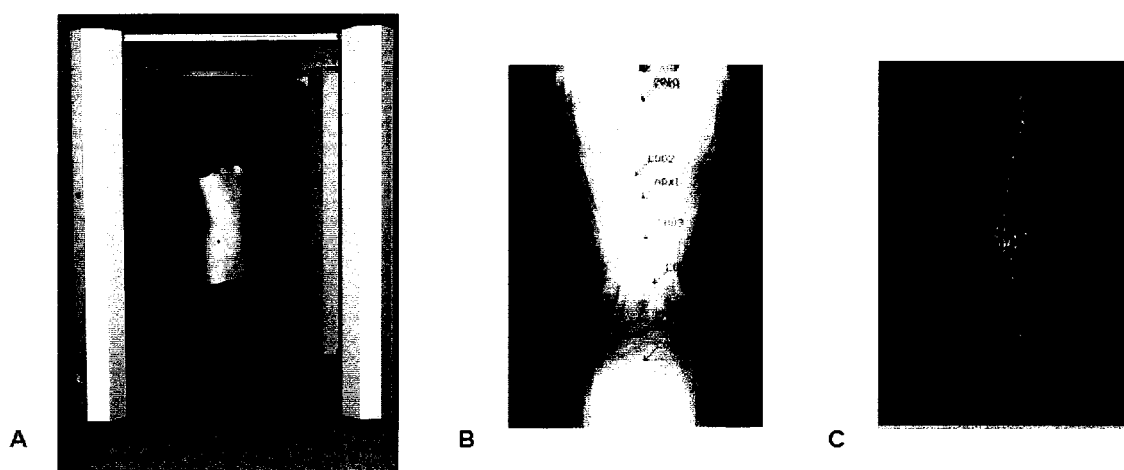


Figure 1.12 : CFAO développé par la compagnie Orten [tirée de Orten, 1992]

A) Montage clinique. B) Reconstruction 3D de la surface externe du patient.
C) Déformation d'un modèle théorique des structures osseuses basées sur la reconnaissance des points de références

Garin a comparé l'effet immédiat du corset de Boston avec 23 sujets scoliotiques. Onze patients ont été traités avec un corset fabriqué selon la méthode traditionnelle de moulage plâtré et douze patients ont été traités avec un corset fabriqué selon la procédure développée par la compagnie Orten (Garin, 1997). Les résultats montrent que l'orthèse fabriquée selon le procédé de C.F.A.O. améliore le maintien de la correction des courbures sagittales. De plus, la méthode de prise d'empreinte optique est rapide et sans contrainte. Cependant, plusieurs points de la démarche sont discutables : le port du gilet jersey, la posture du patient pendant l'acquisition, le temps d'acquisition, la résolution de l'appareillage, le modèle colonne vertébrale-thorax déformé et le logiciel de correction.

Pour l'acquisition, le patient porte un gilet moulant qui peut masquer certaines courbures au niveau de la colonne vertébrale. De plus, la position relevée des bras dégage le tronc mais il a été montré qu'elle modifie la position des structures anatomiques des patients et donc de l'état de la SIA (Bellefleur et coll., 2000). Le temps d'acquisition pour couvrir tout le tronc est de 8 secondes (2 secondes par caméra). Pour ce délai, Zabjek et coll. ont montré que le mouvement d'oscillation avant/arrière du patient est important (Zabjek, 2002). Ainsi, même si la précision de l'acquisition de chacune des vues est de 1 mm, la précision du modèle final qui est composé de la fusion de quatre vues est sûrement moins bonne (valeur non mentionnée). Également, les concepteurs ne divulguent pas la résolution du modèle final.

Comme montré à la figure 1.10c, un modèle théorique de la colonne vertébrale et de la cage thoracique est superposé sur les repères anatomiques marqués de pastilles de couleurs. Cependant, aucune donnée n'évalue la validité de la procédure. Mais encore, le logiciel correcteur rectifie la forme externe du tronc en se basant sur l'orientation et l'alignement des vertèbres. Cependant, la corrélation entre la surface externe et les vertèbres est mal connue parce que la déviation de la SIA est influencée par des structures variables pour chaque personne : les muscles, le gras et la peau (Merolli, 1992; Merolli et coll., 1992).

1.4.2 Revue des techniques d'aide à l'ajustement

Le patient reçoit son corset à sa deuxième visite en clinique. L'orthésiste et l'orthopédiste vérifient alors l'action biomécanique de l'orthèse sur le patient. La méthode traditionnelle d'ajustement et de documentation de l'effet immédiat du corset nécessite la prise de radiographies (Hall et coll., 1975), ce qui augmente les doses de radiation accumulées par le patient.

L'ajustement du corset sert à vérifier si l'application des forces sur le patient se fait aux endroits identifiés par l'orthopédiste lors de la prescription de l'orthèse. Plusieurs équipes de recherche utilisent des capteurs de pression qu'ils positionnent entre le patient et son corset pour ajuster l'orthèse. Le tableau 1.4 répertorie différentes approches mises au point au cours des dernières années pour visualiser l'action des orthèses TLSO.

Les matrices de pression retournent des valeurs numériques pour chaque capteur de pression. L'affichage des résultats est généralement exprimé en 2D sur une surface soit par des valeurs numériques ou soit par un code couleur. Seul Coté et coll. (1992, 1995) et Aubin et coll. (1998) affichent leurs résultats en 3D par-dessus le modèle géométrique des structures osseuses du patient (section 1.3.1) ce qui facilite la représentation des points de pression générées par le corset. Néanmoins, ce type de représentation demande une demi-journée de traitement.

La majorité des matrices de pression développées couvrent une petite surface sauf celle développée par Aubin et coll. (1998). Ainsi, pour couvrir tout le tronc, plusieurs lectures de pressions sont nécessaires. À chaque lecture, le patient doit enlever son corset pour que l'orthésiste repositionne la matrice de pression. Même en combinant les séries de lectures, la visualisation globale de l'action de l'orthèse TLSO est biaisée.

Malheureusement, tous les paramètres relatifs aux propriétés des capteurs sont difficiles à obtenir. Il est donc impossible de comparer la robustesse, la durabilité, la sensibilité à la chaleur et la résolution de chaque type de capteurs. De plus, l'épaisseur de la majorité des capteurs est trop grande, ce qui peut fausser l'action réelle des orthèses. Il est toutefois difficile de quantifier cet effet.

Tableau 1.5 : Résumé des méthodes d'ajustements du corset de Boston.

	Cochran et Waugh (1969)	Bader, Chase et Houghton (1982, 1985, 1989)	Jiang, Raso, Hill, Durdle Moreau (1992, 1992)	Coté et coll. (1992, 1995)
Type de capteur	Système mécanique Jauges de déformations	Système pneumatique Oxford pressure Monitor	Système pneumatique Oxford pressure Monitor	Système piézo-électrique FSR (force sensing resistor)
Nombre de capteur	Nd	12 capteurs fixés sur une matrice flexible	12 capteurs fixés sur une matrice flexible	30 capteurs fixés sur une matrice flexible
Taille d'un capteur	Relativement grande	Forme circulaire 20 mm de diamètre	Forme circulaire 20 mm de diamètre	Forme carrée 13 mm x 13 mm
Surface totale couverte	Relativement grande	80 cm ²	80 cm ²	28 cm x 36 cm 1008 cm ²
Position de la matrice	Sous les différents points d'appuis	Sous chacun des coussinets de l'orthèse	Sous chacun des coussinets de l'orthèse	La matrice couvre la moitié du tronc
Avantages	Mesure les forces de compression avec précision	Grande plage de mesure (de 0 à 300 mmHg)	Grande plage de mesure Positionne les valeurs de pressions sur les RX	Affichage des valeurs de pressions en 3D par un code couleur
Désavantages	Les jauges ne sont pas assez minces, petites et flexibles	Montage lourd Mesure non dynamique (temps d'acquisition: 60 s) Épaisseur des cellules élevées (2 à 4 mm)	Montage lourd Mesure non dynamique (temps d'acquisition: 60 s) Épaisseur des cellules élevées (2 à 4 mm)	La matrice couvre la moitié du tronc et elle contient peu de capteurs L'affichage 3D demande ½ journée de traitement

Tableau 1.5 : Résumé des méthodes d'ajustements du corset de Boston. (suite)

	Lou, Durdle Raso, Hill (1994, 1998, 1999)	Aubin et coll. (1998)	Wong Man Sang (2000)	Van der Hout et coll. (2002)
Type de capteur	Système mécanique Jauges de déformations	Système piézo-électrique FSR (force sensing resistor)	Système mécanique Valve électro hydraulique	Système électronique PEDAR (soulé)
Nombre de capteur	13 capteurs fixés sur une matrice flexible	192 capteurs fixés sur une matrice flexible	8 capteurs fixés sur une matrice flexible	99 capteurs fixés sur une matrice flexible
Taille d'un capteur	Forme circulaire 12.7 mm de diamètre	Forme carrée 25 mm x 25 mm	Forme circulaire 14mm de diamètre	Nd
Surface couverte	16 cm ²	~ 72 cm x 40 cm 2880cm ²	54 cm ²	~ 22 cm x 12 cm 264 cm ²
Position de la matrice	Sous chacun des coussinets de l'orthèse	La matrice couvre tout le tronc du patient	axillaire, thoracique, lombaire ou pelvien	axillaire, thoracique, lombaire ou pelvien
Avantages	Robuste, mince Non sensible à la chaleur	Affichage des valeurs de pressions en 3D par un code couleur		Capteur : robuste, mince Lecture dynamique Calibrage rapide et facile
Désavantages	Les capteurs sont positionnés individuellement à 13 endroits différents Risque de mauvais contact	L'affichage 3D demande 1/2 journée de traitement	La matrice couvre une petite région	La matrice couvre une petite région Épaisseur élevée (3mm)

CHAPITRE 2 : RATIONNELLE DU PROJET

2.1 Résumé de la problématique

La scoliose idiopathique est une maladie du système musculo-squelettique qui entraîne des déformations de la colonne vertébrale et de la cage thoracique dans les trois dimensions de l'espace. De cause inconnue, cette maladie a une prévalence de 2 à 3%. Lorsque la scoliose est sévère, soit dans environ 10% des cas, une opération chirurgicale est nécessaire. Sinon, dans la majorité des cas, un traitement orthopédique est recommandé. Ces orthèses, dites thoracolombosacrées (TLSO), sont portées plus de 20 heures par jour pendant 1 à 3 ans. En plus d'être long et onéreux, ce traitement est donc irritant physiquement et psychologiquement pour le patient.

Présentement, le corset de Boston est l'orthèse la plus souvent prescrite. Néanmoins, même si la scoliose est une déformation tridimensionnelle, l'approche conventionnelle de conception du corset est basée sur des moyens 2D (prise de radiographies). De plus, son ajustement demeure empirique. D'après ces faits, le groupe de recherche sur les déformations musculo-squelettique a déjà démontré que cette approche est non optimale et qu'il est possible d'améliorer la personnalisation et l'action d'un corset de Boston prescrit à un patient à l'aide d'outils de visualisation 3D adéquats (Aubin et coll., 1996, Gauvin, 1996).

2.2 Objectifs

L'objectif principal du projet est de développer et valider un outil informatique d'aide à la conception et à l'ajustement des corsets de Boston.

Par rapport à l'outil d'aide à la conception de l'orthèse, les objectifs spécifiques sont :

- Permettre la visualisation 3D de la fusion des géométries interne et externe du tronc du patient. Cet outil d'assistance au design apportera une vision plus complète de l'état de la scoliose au clinicien.
- Intégrer un bloc-note électronique qui permet la sélection des zones de pressions sur la surface externe du tronc.

Par rapport à l'outil d'aide à l'ajustement de l'orthèse, les objectifs spécifiques sont :

- Permettre la visualisation 3D des points de pressions générées par le corset sur la géométrie externe du patient en temps réel. Cet outil d'assistance visuel révélera si le corset orthopédique est bien adapté aux besoins du patient.
- Comparer les zones de pression observées avec celles prescrites à l'aide de métriques à définir.

CHAPITRE 3 : MÉTHODOLOGIE

L'outil de visualisation 3D proposé répond à deux besoins distincts : celui d'aider la **conception** et l'**ajustement** du corset de Boston. Ces étapes de traitement par orthèse se présentent à deux moments différents du traitement mais elles ont besoin de données communes. La figure 3.1 présente un organigramme détaillé de l'ensemble de la procédure. Chaque point est par la suite expliqué dans les sections suivantes.

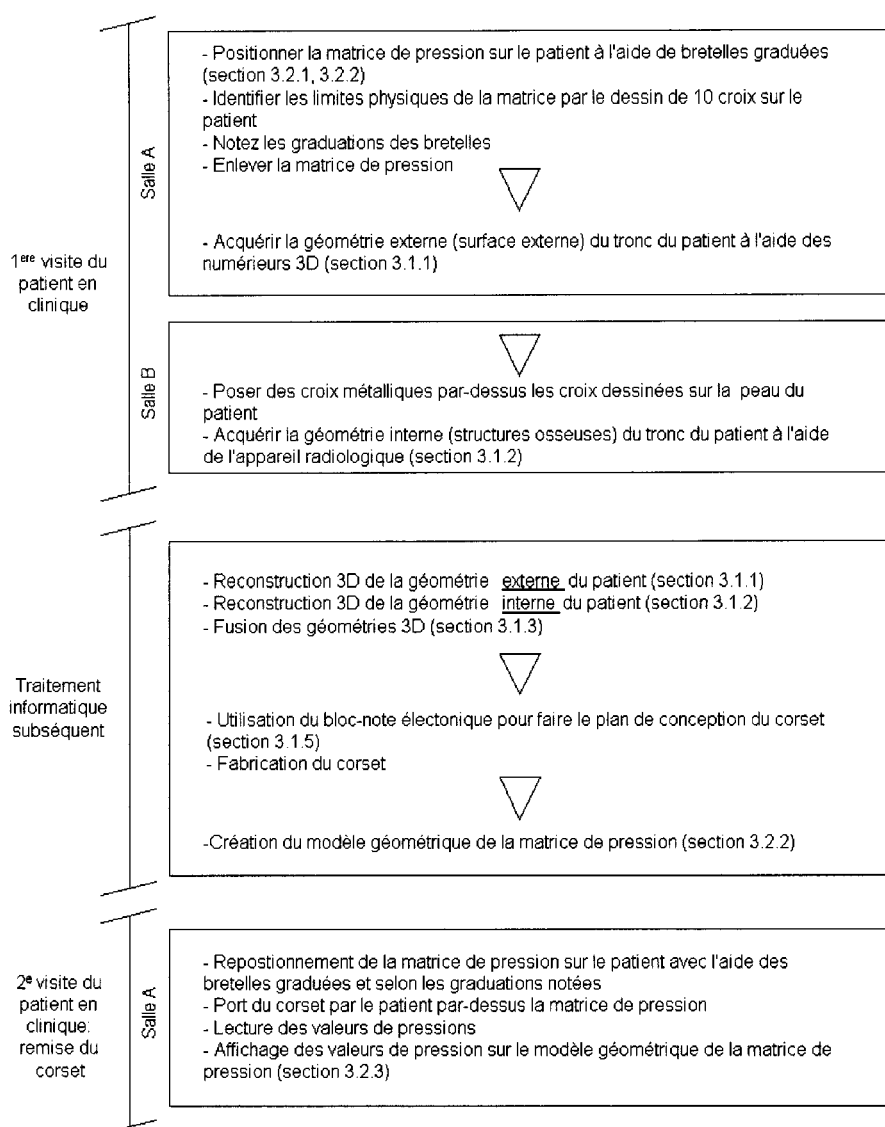


Figure 3.1 : Représentation schématique des étapes du projet.

3.1 Développement de l'outil d'aide à la conception du corset de Boston

Voici un résumé des étapes menant à la **conception** et puis à la fabrication du corset de Boston. Les informations sont tirées de la figure 3.1 et chaque point est ensuite décrit dans les sous-sections suivantes.

L'acquisition de la géométrie externe, c'est-à-dire la surface du tronc (section 3.1.1), et les géométries interne, c'est-à-dire les structures osseuses (section 3.1.2), du tronc du patient sont effectuées lors de la première visite du patient en clinique. Les traitements informatiques subséquents permettent de reconstruire en 3D les deux géométries. Ensuite, une opération nommée recalage géométrique positionne les géométries dans le même système d'axes (section 3.1.3). Le modèle final est visualisé en 3D sur une interface graphique. Intégré à l'outil de visualisation, un bloc-note électronique permet ensuite à l'orthésiste de choisir les endroits où des points d'appuis et des ouvertures doivent être pratiqués sur l'orthèse (section 3.1.5). Une fois le plan de conception terminé, la fabrication de l'orthèse peut débuter.

3.1.1 Méthode d'acquisition et de reconstruction de la géométrie externe

L'acquisition de la surface externe se fait à l'aide de numériseurs optiques 3D commercialisés par la compagnie Inspeck (Inspeck Inc, Montréal). Le premier point (3.1.1.1) traité dans ce chapitre montre et décrit les spécifications des numériseurs tandis que la deuxième partie (3.1.1.2) décrit le principe physique et mathématique qui mène à la création d'un modèle 3D.

3.1.1.1 Description des numériseurs 3D

Un numériseur optique 3D est composé d'un projecteur de lumière blanche et d'une caméra CCD, ce qui en fait un système stéréoscopique (figure 3.2). En fait, un patron de lumière formé de bandes blanches et noires est projeté sur le patient. Le patron de lumière est déformé par le relief du patient et la caméra CCD enregistre l'information. Pour une acquisition, 3 ou 4 déplacements de la grille projetée sur le patient sont effectués. La comparaison entre les prises de vues permettra de reconstruire en 3D la surface acquise (principe d'interférométrie). Relié à un ordinateur, chaque numériseur optique est contrôlé par un logiciel d'acquisition appelé FAPS ("Fringe Acquisition and Processing Software").

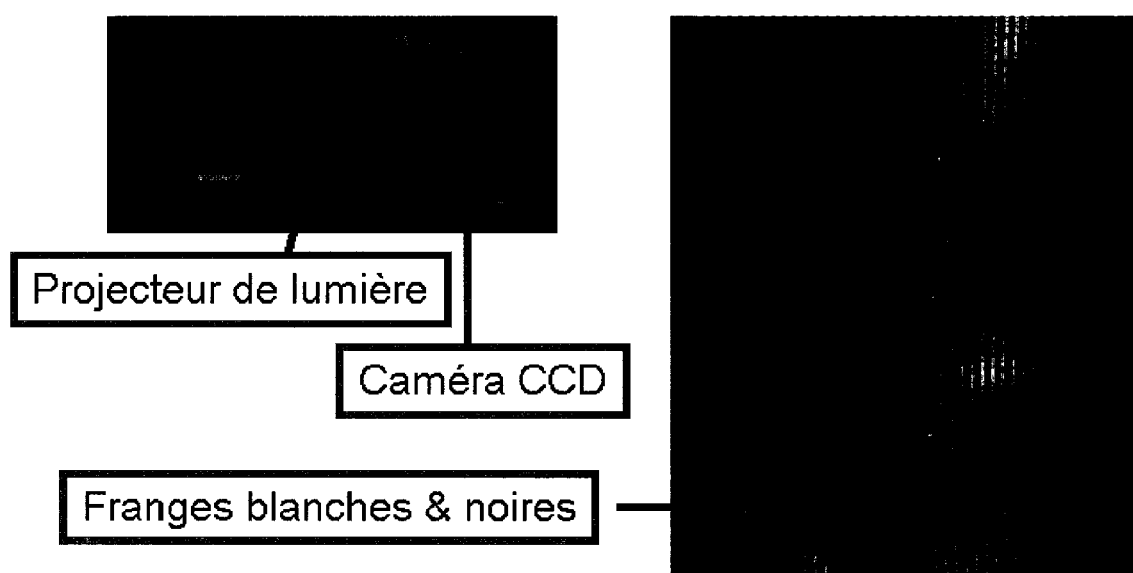


Figure 3.2 : Numériseur optique 3D.

Comme tous les systèmes optiques, l'ensemble des numériseurs doit être calibré avant le début des acquisitions. Le volume calibré à l'intérieur duquel la qualité de la reconstruction est élevée est haut et large mais peu profond. La figure 3.3 montre le champ couvert par un numériseur.

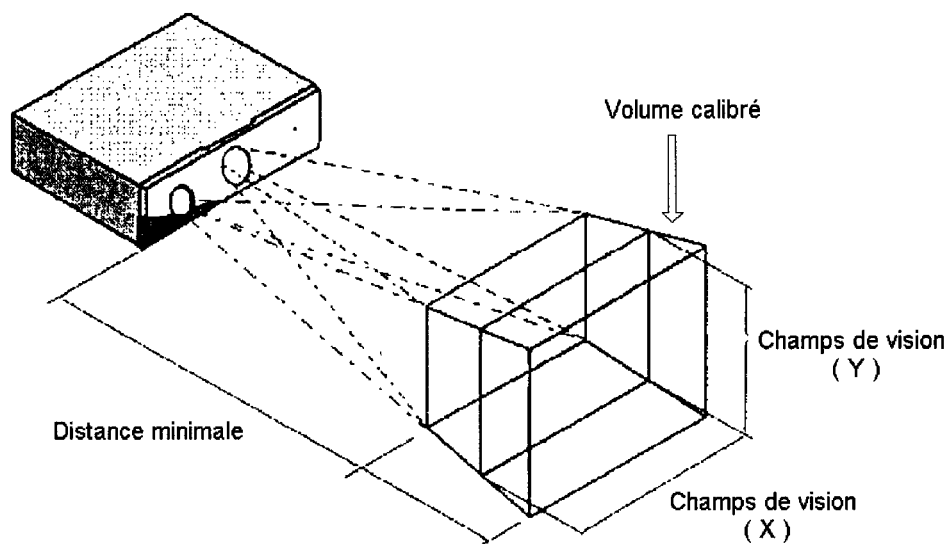


Figure 3.3 : Volume calibré [adapté de Inspeck FAPS 5.0, 2002].

Pour acquérir l'ensemble de la surface du tronc d'un patient, trois numériseurs optiques sont nécessaires. La figure 3.4 montre la disposition des numériseurs par rapport à l'objet à numériser. Le temps d'acquisition pour chaque numériseur varie de 0.3 à 1 seconde selon les paramètres sélectionnés. Ainsi, le temps nécessaire pour une acquisition varie de 1 à 3 secondes.

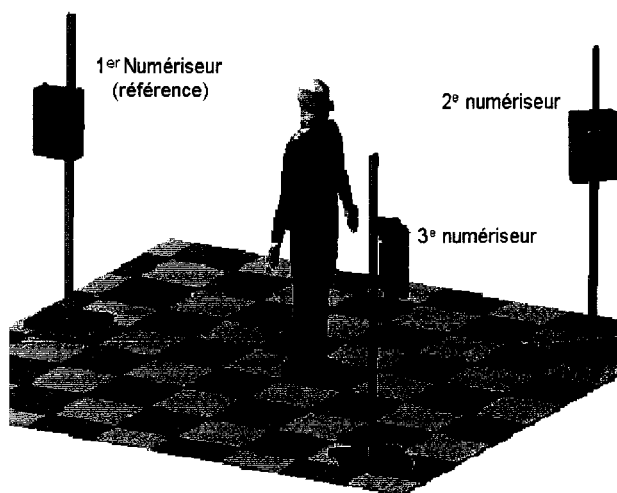


Figure 3.4 : Montage utilisé en clinique [adapté de Pazos, 2002].

Le premier numériseur est celui de référence. Il est positionné pour viser l'arrière du tronc du patient parce que c'est celui qui a la plus grande précision et résolution. Le tableau 3.1 montre les spécifications techniques des numériseurs. Toutes les données sont exprimées en millimètre et se rapportent à la figure 3.3.

Tableau 3.1 : Spécifications techniques des numériseurs 3D optiques (en mm).

	Numériseur 2 et 3	Numériseur 1
	Inspeck-3D Large Field	Inspeck-3D Dual Field
Champ de vision (x, y)	800 x 1100	750 x 1000
Profondeur du champ (z)	800	750
Résolution latérale (x, y)	1.8	1.8
Résolution profondeur (z)	1.1	0.7
Distance minimale (z)	1200	1200

3.1.1.2 Principe physique et mathématique de reconstruction 3D

En plus des numériseurs 3D, il faut utiliser 2 logiciels pour obtenir un modèle 3D : le logiciel d'acquisition (FAPS) et un modeleur (EM : "3D Modeling, Editing and Merging Software"). Voici la procédure à suivre (Song et coll., 2001):

- Acquisition de chaque vue de l'objet 3D avec un ou plusieurs numériseurs (FAPS);
- Traitement de chacune des vues acquises pour générer un modèle 3D ou un nuage de points avec ou sans la texture (FAPS);
- Remettre chacune des vues dans un système commun de coordonnées. Le recalage peut-être réalisé à l'aide du fichier de calibrage ou bien en alignant les zones de superpositions des vues voisines (EM);
- Fusion des vues pour obtenir un modèle 3D polygonal complet (EM);
- Modification du modèle si nécessaire à l'aide de EM.

Les acquisitions sont contrôlées par le logiciel FAPS. Pour une acquisition, la figure 3.5 montre chacune des étapes de traitement qui mène à la reconstruction 3D de la vue acquise.

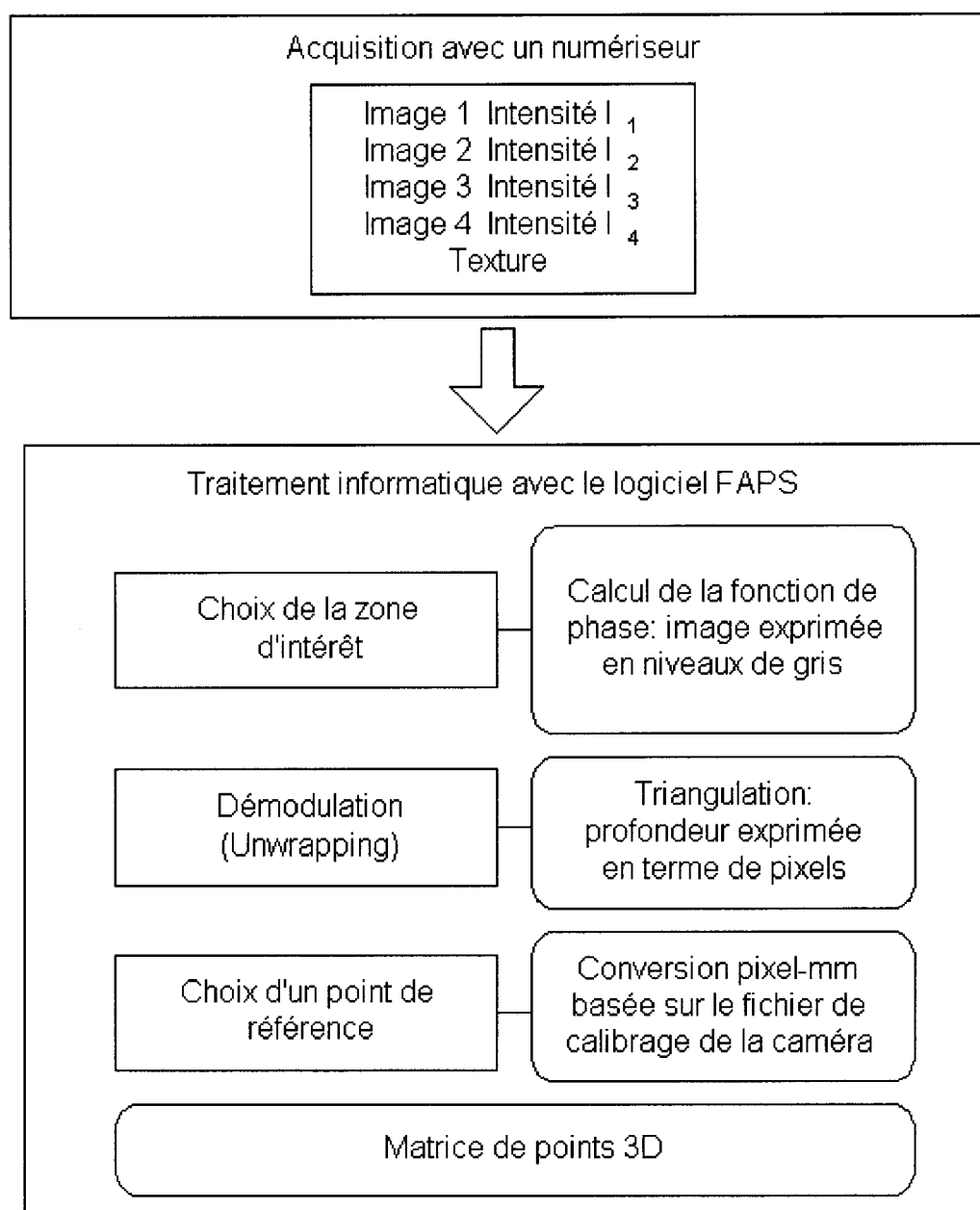


Figure 3.5 : Étape menant à la reconstruction 3D d'une vue [adapté de Neis, 2002].

En utilisant la méthode de projection de franges de Moiré, 3 ou 4 images sont obtenues pour une acquisition donnée. Le patron de franges est déphasé d'un ordre α de valeur connue entre chaque image.

$$\alpha = i \frac{\pi}{2}, i \in [1, 4] \quad (\text{Éq 3.1})$$

Ainsi, le signal de chaque pixel des images correspondantes est modulé par le déplacement des franges et dans le temps. Chaque image acquise par la caméra CCD peut-être exprimée à l'aide de l'expression suivante :

$$I(x, y) = I_0(x, y) * (1 + C(x, y) * \cos(\varphi(x, y) + \alpha_i)) \quad (\text{Éq 3.2})$$

où $I(x, y)$ représente l'intensité lumineuse de chaque pixel de l'image correspondant à un point de l'objet éclairé par les franges et $I_0(x, y)$ celle d'un point de l'objet, $C(x, y)$ représente le contraste local de l'image et $\varphi(x, y)$ la fonction de phase correspondant à la position d'un point de l'objet. Les coordonnées (x, y) représentent un pixel de l'image 2D obtenue (image 1 à 4 sur la figure 3.5) (Neis, 2002).

Les traitements informatiques subséquents débutent par le choix de la zone d'intérêt. Cette étape permet de trouver la fonction de phase φ associée à l'acquisition.

$$\varphi(x, y) = \arctan\left(\frac{I_1 - I_3}{I_2 - I_4}\right) \quad (\text{Éq 3.3})$$

Chaque pixel de l'image résultante contient le codage du relief de l'objet numérisé. Par triangulation, la phase suivante (démodulation) restitue le relief de l'objet. Cette étape est basée sur la connaissance des paramètres intrinsèques de la caméra.

Finalement, la dernière étape de traitement transforme les coordonnées des pixel en millimètre. La conversion est basée sur le fichier de calibrage de la scène. La surface reconstruite est enregistrée dans un fichier .net qui peut être lu à partir du logiciel EM et certains autres modeleurs.

Les numériseurs optiques 3D ont l'avantage d'utiliser la haute sensibilité et la densité procurée par la technique de projection de franges de Moiré. Cette méthode est couplée avec la méthode de triangulation qui apporte la précision sur la profondeur. Bien sur, comme tout système optique, la qualité de la reconstruction dépend de la nature de la surface à numériser. Les surfaces transparentes, réfléchissantes ou noires affectent la linéarité de la réponse optique.

Les fichiers .net sont ensuite chargés dans le logiciel EM pour éditer (au besoin, le maillage et la texture) et fusionner les vues précédemment reconstruites en 3D. Le modèle final est exporté sous le format de fichier SZE. Ce fichier contient le code RGBA de la texture et la description de la surface (coordonnées des points, connectivités des polygones, etc.). Parce que tous les traitements informatiques de ce projet ont été développés sous Matlab (The Mathworks Inc., v6.0 r12, 2000), le fichier SZE doit être réarrangé. L'utilitaire HSJSZEREader a ainsi été créé pour extraire les coordonnées 3D et la texture associée. Ces informations servent à afficher le modèle 3D sous une interface graphique développé sous Matlab à l'aide de la fonction *patch*.

3.1.2 Méthode d'acquisition et de reconstruction de la géométrie interne

Au cours des dix dernières années, le laboratoire informatique de recherche sur la scoliose de l'Hôpital Ste-Justine (LIS3D) a mis au point une technique permettant de reconstruire en 3D les structures osseuses d'un individu.

Le processus commence par l'acquisition de radiographies numériques d'un patient selon 2 ou 3 incidences (figure 3.6 A). Pendant la période d'acquisition, le patient est placé à l'intérieur d'un appareil de positionnement situé en avant des plaques radiographiques. Un plancher rotatif permet au technicien d'effectuer l'acquisition des radiographies latérale et postéro-antérieures (PA) du patient. Fixées à l'avant et à l'arrière de l'appareil, deux plaques d'acrylique contenant 55 billes en acier identifiables sur les radiographies et dont les coordonnées 3D sont connues permettent de calibrer le système.

L'étape suivant l'acquisition des données est d'identifier et apparier ces billes de calibrage sur les radiographies numériques à l'aide d'un logiciel de numérisation assisté par ordinateur (NAO). Les repères anatomiques suivants sont également numérisés : 6 points par vertèbres (le centre des plateaux vertébraux supérieur et inférieur et le sommet supérieur et inférieur des pédicules droit et gauche), 20 points sur le bassin, 11 points sur la ligne médiane des côtes et 4 points sur le sternum. Implémenté au logiciel, l'algorithme DLT (Marzan, 1976) permet la reconstruction 3D des structures identifiées. La relation 2D/3D est déterminée à l'aide des billes de calibrage et permettent de positionner en 3D les repères anatomiques numérisés. L'erreur de reconstruction a été évaluée à 2.1 ± 1.5 mm (Aubin et coll., 1997) et le modèle filaire est complété en reliant les points entre eux (figure 3.6 B).

Finalement, la représentation visuelle du modèle filaire est rehaussée pour obtenir un modèle surfacique (figure 3.6 C). L'approche employée consiste à déformer les structures osseuses d'un spécimen cadavérique acquises avec un tomographe par une méthode de krigeage géométrique (de Guise et coll., 1988; Aubin et coll., 1995, Delorme, 1996).

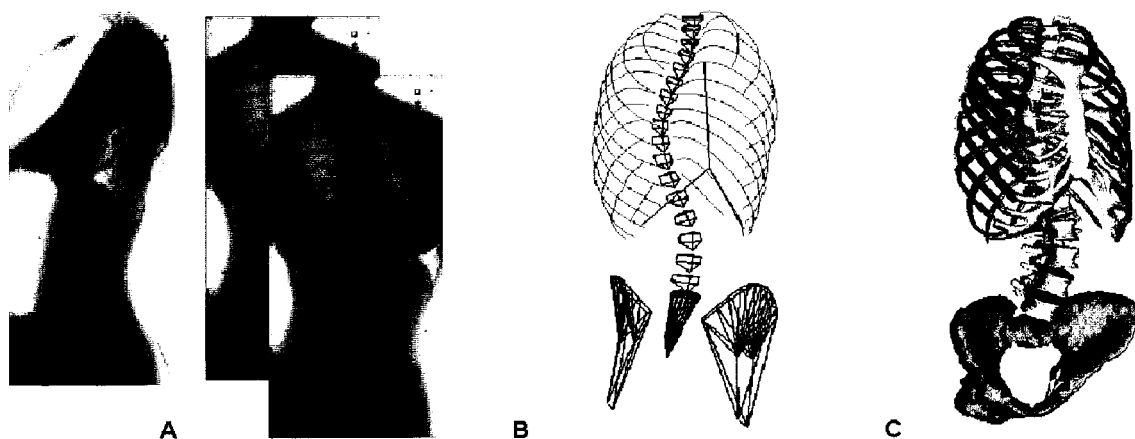


Figure 3.6 : Images des étapes qui mènent à la reconstruction 3D des structures osseuses d'un patient.
 a) radiographies latérale et PA à incidence 0° et 20°. b) Modèle filaire. c) Modèle géométrique.

3.1.3 Fusion des géométries interne et externe

Une fois reconstruites en 3D, les géométries externe et interne du patient doivent être fusionnées. Cette opération qui s'appelle recalage s'effectue à partir de l'identification de parties communes aux géométries. Pour ce projet, les repères de recalage utilisés étaient des croix métalliques collées sur un support physique, un bouton (figure 3.7).

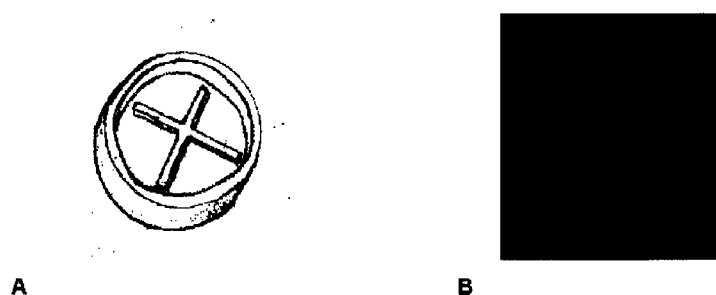


Figure 3.7 : Repères de recalage. A) Dessin B) Photographie.

La croix métallique est visible sur les radiographies ce qui permet de les reconstruire en 3D avec les structures osseuses. Côté et coll. (1992), on déjà prouvé que c'est la forme

(X) qui s'identifie le plus facilement sur les radiographies. De plus, le relief de la croix additionné aux contrastes locaux (croix bleue sur marqueur vert) permet aux numériseurs optiques 3D de détecter leur présence. Ils sont donc reconstruits en 3D avec la topographie de surface.

Après identification de la position de chacune des croix sur les géométries respectives, le problème de mise en correspondance se résume à optimiser la transformation géométrique qui relie les deux nuages de points (géométrie interne et géométrie externe). Sept coordonnées, donc 3 points, sont nécessaires pour résoudre les équations mais pour améliorer les résultats, 15 marqueurs sont distribués sur le patient (Wolf, 1983). Ils sont collés sur la peau à l'aide d'autocollants double face.

Deux types de recalage rigides (transformation directe composée d'une translation et d'une rotation qui recentre et aligne le premier nuage de point vers le deuxième) itératif (recherche de solution orientée au fil des itérations) avec minimisation par moindre carré seront évalués et comparés à l'aide d'un mannequin radiologique : recalage point à point (à l'aide du logiciel Ajuste développé au laboratoire LIS3D) et recalage point surface (développé par Othmane dans le cadre de son projet de fin d'étude, Amharref, 2002). Trois essais où le recalage se fera à partir de 12 points (ou surfaces) et l'évaluation se fera sur 20 autres points situés à l'avant et à l'arrière du mannequin seront réalisés. Dans tous les cas, la géométrie interne va être recalée vers la géométrie externe.

Pour le recalage rigide itératif point à point, la procédure consiste à identifier la position des croix reconstruites en 3D sur les 2 géométries (figure 3.8). Ensuite, on calcule la transformation géométrique avec un algorithme de minimisation de la distance entre les deux nuages de points. Les détails mathématiques sont disponibles à l'Annexe A.

Dans le recalage rigide itératif point à surface, les surfaces sont sélectionnées sur la topographie du patient (bouton vert sur la figure 3.8). Les barycentres de chaque surface

sont ensuite calculés. Le problème se limite alors à minimiser les distances entre les points de la géométrie interne avec les barycentres des surfaces correspondantes. Une fois encore, les détails mathématiques sont disponibles à l'Annexe A.

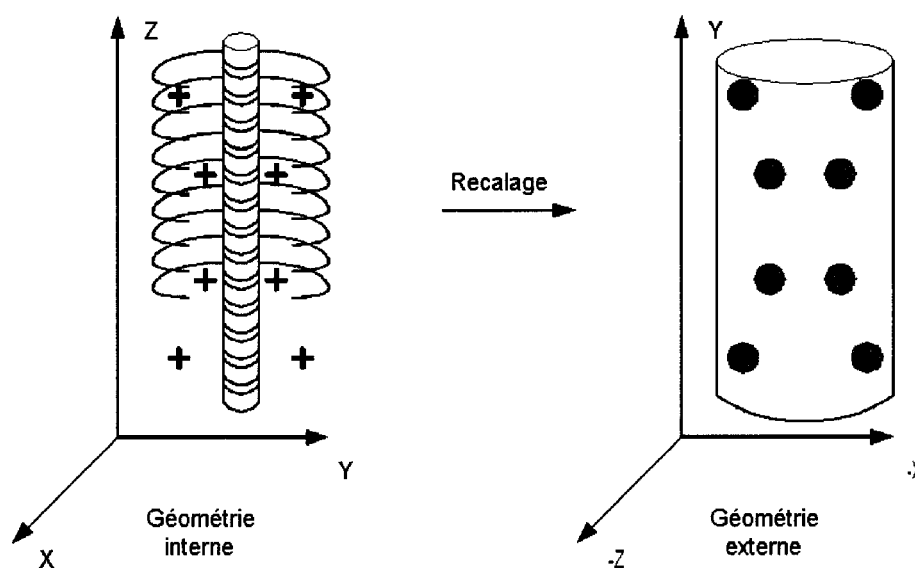


Figure 3.8 : Type de recalages.

La figure de gauche représente la géométrie interne tandis que celle de droite représente la géométrie externe. Le recalage point à point consiste à identifier la position des croix sur chaque géométrie. Le recalage point à surface consiste à identifier la position des croix sur la géométrie interne et la surface couverte par un bouton sur la géométrie externe.

3.1.4 Validation de la procédure

Aubin et coll. (1997), ont évalué l'erreur de reconstruction 3D de 17 vertèbres thoraciques et lombaires tirées d'un spécimen cadavérique. Pour chaque vertèbre, dix points ont été identifiés et numérisés à l'aide d'une machine à mesurer (la précision est de l'ordre du micromètre). La différence de position 3D entre les points numérisés et reconstruits en 3D a été évalué.

L'erreur associée à la reconstruction 3D de la surface du tronc a aussi été évalué (Pazos et coll., 2002, Pazos, 2002). La position de 30 marqueurs placés sur un mannequin a été comparée entre leur identification faite sur la reconstruction 3D et leur numérisation faite à partir d'une machine à mesurer.

La validation de l'ensemble de la procédure, c'est-à-dire des acquisitions des géométries jusqu'à leur reconstruction 3D et leur mise en correspondance effectuée à partir de l'identification de leurs marqueurs de recalage respectifs (au nombre de 12), va être effectuée à l'aide d'un objet statique : un mannequin radiologique qui est composé de structures internes de densité comparable aux organes d'un humain. Ainsi, les structures visibles sur l'image radiographique du mannequin sont semblables à celles d'un humain. Il en va de même pour la surface du tronc. La procédure sera évaluée sur 15 marqueurs positionnés le long de la colonne vertébrale. Finalement, une étude de faisabilité va être menée avec 2 sujets scoliotiques.

3.1.5 Le module de bloc-note électronique

Partie essentielle à l'amélioration du design de l'orthèse, le bloc-note électronique permettra aux utilisateurs de mieux définir les zones d'appuis et d'ouverture du corset sur la surface du tronc du patient. Comparé à la méthode traditionnelle qui consiste à définir ces zones sur la radiographie PA (image 2D), le choix de la position des zones d'intérêt sera facilitée par la vue du modèle fusionné des structures 3D du patient (structures osseuses et surface du tronc), ce qui fournira un plan de conception 3D. De plus, l'échange d'information concernant le plan de conception informatique du corset de Boston sera aisément et rapidement transmissible entre le médecin traitant et l'orthésiste (à condition qu'ils aient tous les deux le logiciel de visualisation).

Une première version du bloc-note électronique a été développée dans un environnement de travail « Visual C++ » dans le cadre d'un projet de fin d'étude (Arrouche, 2001). Les

zones de pression sont dessinées à partir de la sélection de points sur la surface du tronc. Un algorithme mathématique de type approximatif relie ensuite les points pour former une région fermée (Filion, 2002). La méthode utilisée est celle de Kanai et Suzuki (2001). Les algorithmes exacts et les fonctions mathématiques ont également été étudiés par Filion (2002). Par la suite, une version améliorée du bloc-note électronique (au niveau de l’affichage des surfaces 3D et de l’implémentation de l’algorithme approximatif) a été mise en place dans le cadre d’un projet de fin d’étude (El Ouassini, 2002) en collaboration avec Nathalie Bourassa.

3.2 Développement de l’outil d’aide à l’ajustement du corset de Boston

Voici un résumé de la méthode développée pour **ajuster** le corset de Boston en temps réel. Les informations sont tirées de la figure 3.1 et chaque point est ensuite décrit dans les sous-sections suivantes.

Lors de la première visite du patient en clinique et avant le début des acquisitions, on positionne la matrice de pression (section 3.2.1) sur le patient à l’aide de bretelles graduées (section 3.2.1.4). Ensuite, les limites de la matrice sont identifiées en dessinant une petite croix avec un crayon à maquillage foncé sur la peau du patient. Puis, on ôte la matrice et le système de bretelles pour l’acquisition de la surface du tronc (3.1.1). Des croix métalliques (section 3.1.3) sont posées par-dessus les croix dessinées au crayon sur la peau du patient avec un autocollant double face avant l’acquisition des radiographies.

Une fois reconstruite en 3D avec leurs géométries respectives, les croix colorées et métalliques ont une double utilité :

- Permettre de recalcr les structures osseuses vers la surface externe;
- Identifier les limites de la matrice de pression.

Douze repères sont nécessaires pour délimiter la matrice de pression et trois autres repères sont ajoutés de manière aléatoire pour s’assurer d’obtenir un recalage de qualité.

Une fois que le modèle de la géométrie du patient est reconstruit en 3D, le modèle géométrique de la matrice de pression est calculé et affiché sur l'interface graphique développée sous Matlab (section 3.2.2). Le modèle géométrique de la matrice de pression représente la position de tous les capteurs formant la matrice. En fait, c'est un maillage qui s'affiche autour de la surface du tronc du patient.

Lors de la deuxième visite du patient en clinique, l'orthésiste ajuste le corset du patient avant de le lui remettre pour retourner à la maison. Pour ce faire, la matrice de pression est repositionnée au même endroit que lors de la première visite du patient en clinique. Elle est maintenue en place à l'aide des bretelles graduées selon les graduations notées lors de la première visite. Le patient porte ensuite son corset par-dessus la matrice de pression. Les lectures de pressions sont alors affichées en 3D et en temps réel sur la géométrie de la matrice visible sur l'interface graphique. En utilisant le concept de transparence, l'orthésiste peut toujours voir le modèle 3D des géométries du patient. De plus, il peut charger dans une deuxième fenêtre graphique les endroits où il avait dessiné les points d'appuis et les ouvertures sur le corset. Il peut ainsi ajuster le corset en clinique et comparer les zones de pression avec les hypothèses de traitement tout en visualisant le modèle 3D des géométries du patient.

3.2.1 Description de la matrice de pression

La matrice de pression a été fabriquée sur mesure par la compagnie VistaMedical (VistaMedical Ltd., Winnipeg, Canada). La section 3.2.1.1 montre son aspect physique alors que son principe de fonctionnement est expliqué à la section 3.2.1.2. À la partie 3.2.1.3, la méthode utilisée pour numériser la position de tous les capteurs formant la matrice de pression est décrite.

De plus, un système de bretelles graduées a été développé pour maintenir la matrice de pression en place autour du patient. Il est présenté à la section 3.2.1.4.. Finalement, la

section 3.2.1.5 montre le gabarit de la matrice de pression qui a été créé. C'est une pseudo-matrice qui a la même taille que la vraie sauf qu'elle ne contient pas de capteur de pression.

3.2.1.1 Aspect physique

La matrice de pression est composée de deux parties: la partie du haut est formé de 7 rangées de capteurs sur la première face (figure 3.9F) et de 16 colonnes de capteurs sur la deuxième face (figure 3.9D) tandis que la partie du bas est formé de 5 rangées de capteurs sur la première face (figure 3.9C) et de 16 colonnes de capteurs sur la deuxième face (figure 3.9A). Chaque partie est enveloppée dans une pièce de tissu (figure 3.9B et E). Au total, la matrice est composée de 192 capteurs de pressions FSA ("Force Sensing Array").

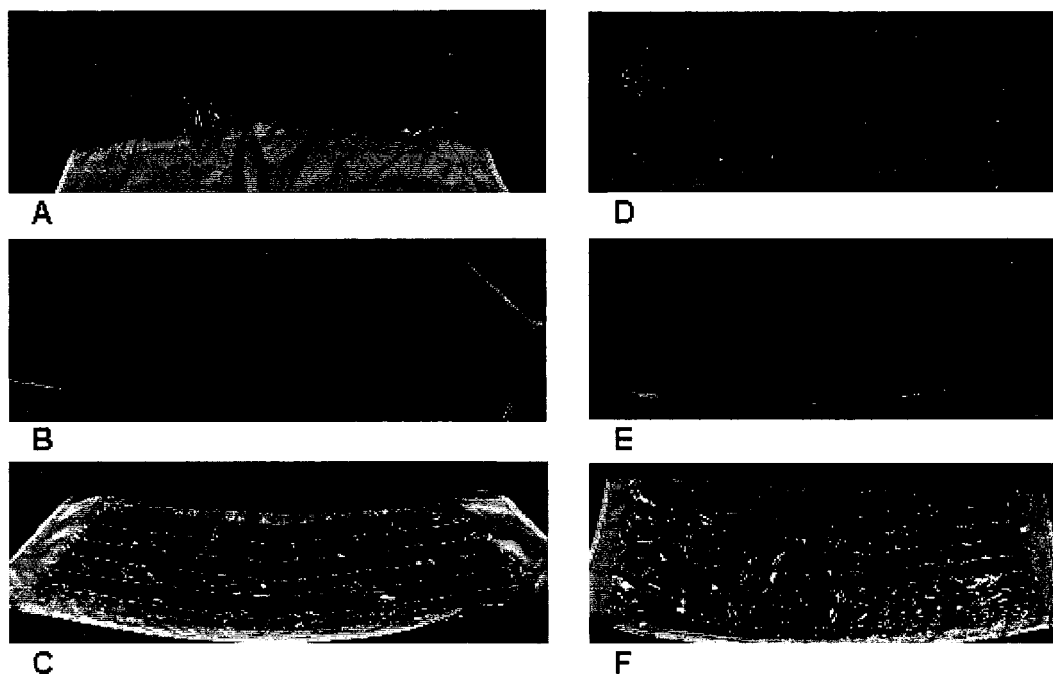


Figure 3.9 : Photo des deux parties de la matrice de pression

Les figures A, B et C montre la partie du bas de la matrice de pression. Les figures D, E et F montre la partie du haut de la matrice de pression.

De forme courbe, les deux parties sont assemblées sur le sens de la longueur (du côté le moins long) par une bande Velcro. Ainsi, le rétrécissement au niveau du centre de la matrice lui confère une forme 3D qui épouse facilement les formes du corps (figure 3.10).

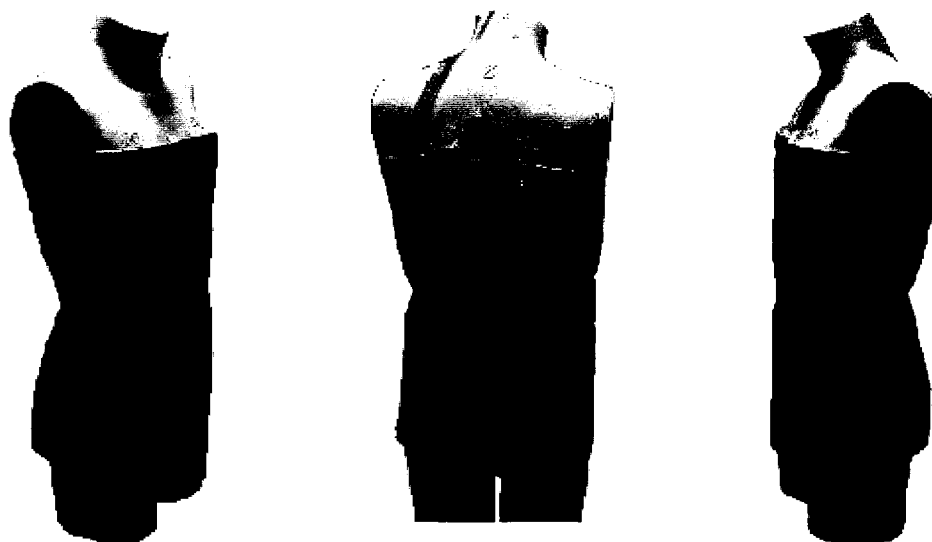


Figure 3.10 : Vue avant droit, arrière et avant gauche d'un mannequin portant la matrice de pression.

3.2.1.2 Principe de fonctionnement

Les lectures de pression se font au niveau de l'intersection entre les rangées et les colonnes de capteurs par effet piezorésistif (FSA, 2000). En fait, les rangées et les colonnes de capteurs agissent comme des conducteurs séparés par un matériel piezorésistif. Lorsqu'un capteur est comprimé, le signal électrique retourné est proportionnel à la déformation subie.

Chaque rangée et colonne de capteurs sont reliées à un fil électrique. Ainsi, pour la partie du bas de la matrice de pression qui est composé de 5 rangées par 16 colonnes de capteurs, 21 fils électriques rattachés côte à côte autour de la matrice forment un câble multibrin qui se connecte à un multiplexeur (figure 3.11). Cet appareil interprète les

signaux électriques et les retourne vers un ordinateur sous forme de séquences binaires. Ces séquences sont lues et affichées de manière numérique et / ou par un code couleur sur l'interface graphique vendu avec la matrice.

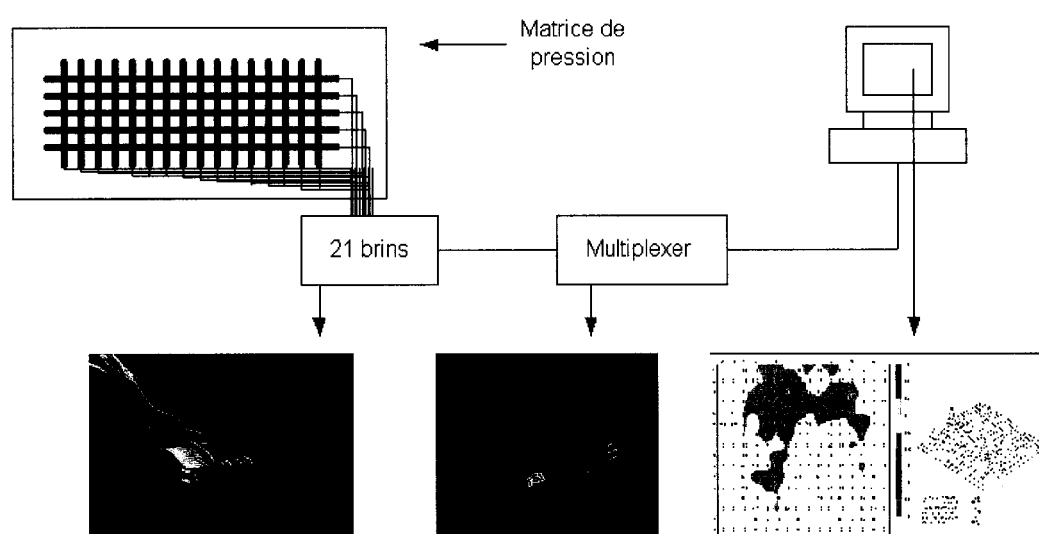


Figure 3.11 : Montage clinique.

De la lecture des valeurs de pressions jusqu'à leur affichage graphique.

3.2.1.3 Numérisation de la matrice de pression

La position des 4 coins de tous les capteurs formant la partie du haut et la partie de bas de la matrice de pression ont été numérisés à l'aide du système Optotrack lorsque les matrices étaient déposées à plat sur une table. Cette information de grande utilité servira pour la partie suivante (3.2.2).

Avant de pouvoir numériser la position des capteurs, il faut voir où sont les limites physiques de chacun d'eux. Lorsque l'enveloppe de la matrice est décousue, on voit sur une face les bandes alignées en rangées de capteurs (figure 3.9 C et F) et sur l'autre face, les bandes alignées en colonnes de capteurs (figure 3.9 A et D). Les deux faces sont séparées par un matériel de couleur noir (figure 3.9 B et E). Sachant qu'un capteur enregistre une valeur de pression aux endroits où il y a intersection entre une colonne et

une rangée de capteurs, il faut voir les points d'intersections entre les bandes de capteurs alignées en rangées et en colonnes.

L'astuce utilisée a été de tracer sur plastique transparent les lignes de capteurs sur la première et puis la deuxième face de la matrice. Le résultat est montré à la figure 3.12.



Figure 3.12 : Limites physiques des bandes de capteurs.

Les lignes bleues correspondent aux limites physiques des bandes de capteurs de pression tandis que les lignes rouges représentent des fils radio opaques qui ont été ajoutés à la matrice entre les bandes de capteurs.

Ensuite, les positions des coins de tous les capteurs ont été numérisés à l'aide d'un pointeur infrarouge relié à un système de mesure appelé Optotrack (figure 3.13). L'orientation des axes u et v de la matrice est également présentée à la figure 3.13. Finalement, la position du centre de tous les capteurs peut être déduite sous le chiffrier électronique Excel.

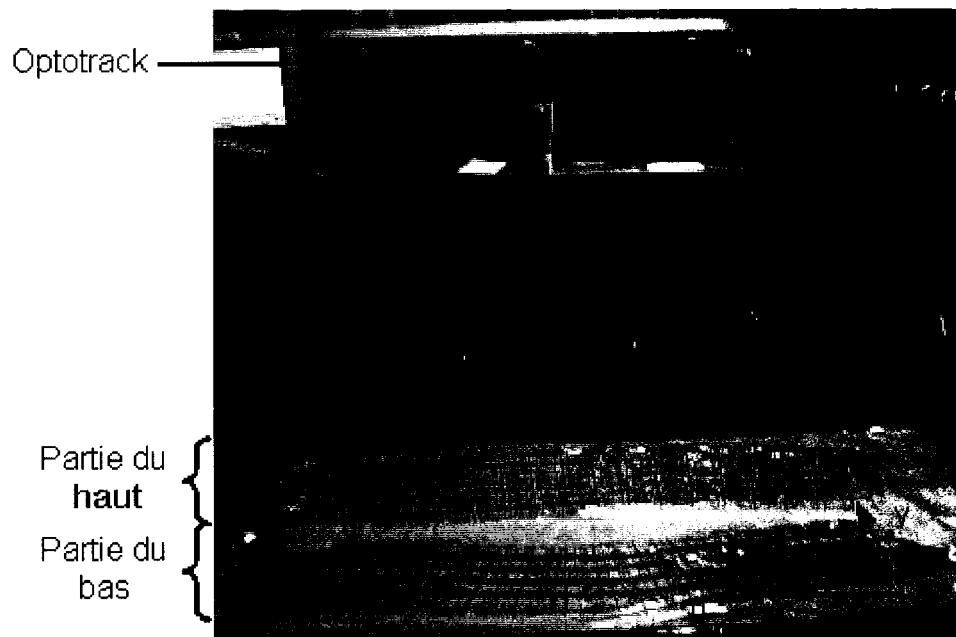


Figure 3.13 : Montage utilisé pour numériser la matrice de pression.

3.2.1.4 Système de bretelles graduées

La matrice de pression a besoin d'un support physique pour être tenu sur le patient. La figure 3.14 montre le système de bretelles graduées qui a été fabriqué.

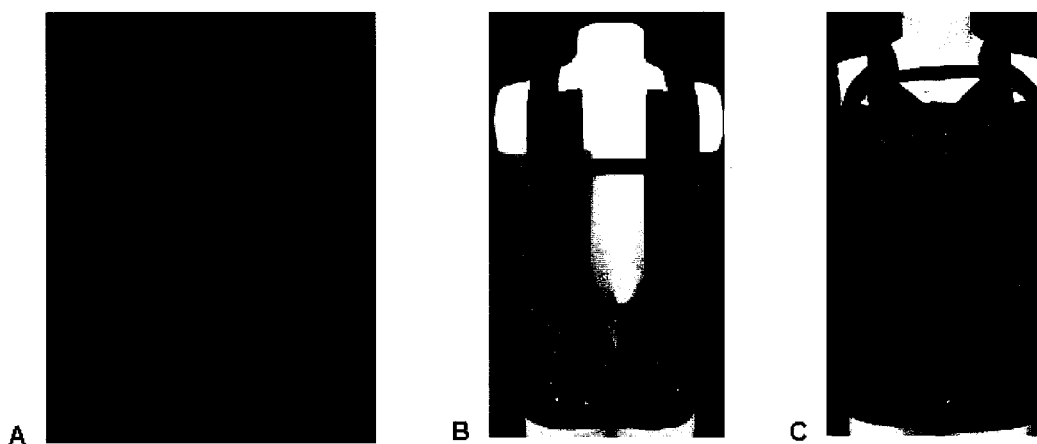


Figure 3.14 : Photo du système de bretelles graduées.

A) Système de bretelles graduées. Vue arrière (B) et vue avant (C) du mannequin où le système de bretelles retient la matrice en place.

Deux ajustements sont possibles : l'un sur la bretelle de gauche et l'autre sur la bretelle de droite. En fait, ils déterminent la hauteur à laquelle la matrice va être portée. Des boutons pressoir servent à fixer le système de bretelles sur la matrice.

3.2.1.5 Gabarit de la matrice de pression

Le gabarit ou pseudo-matrice a été fabriqué pour augmenter la durée de vie de la vraie matrice de pression. En fait, lors de la première visite du patient en clinique, aucune valeur de pression n'est enregistrée mais il faut positionner la matrice sur le patient pour délimiter son contour. Ainsi, au lieu d'utiliser la vraie matrice, une pseudo-matrice a été fabriquée (figure 3.14B et C et figure 3.15).

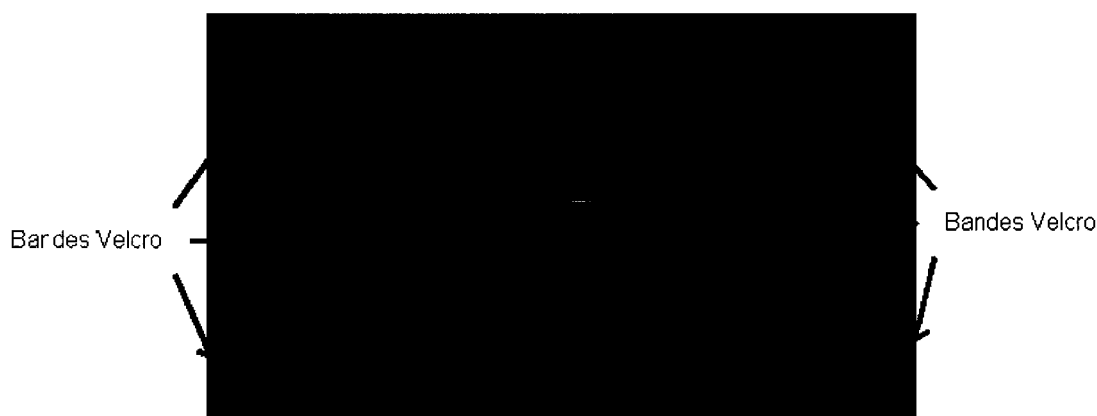


Figure 3.15 : Gabarit ou pseudo-matrice.

La pseudo-matrice a la même taille que la vraie matrice mais ne contient pas de capteurs de pression. Un morceau de tissu qui a la même épaisseur et qui, au toucher, agit environ comme les bandes de capteurs est inséré et cousu à l'intérieur d'une enveloppe en tissu. De plus, la matrice est trouée au niveau des coins des capteurs limitrophes à la matrice. Ces trous permettent de marquer sur la peau du patient les limites de la partie du bas et de la partie du haut de la matrice de pression. Trois bandes Velcro sont ajoutées sur la matrice pour mieux la refermer à l'arrière (figure 3.14B).

3.2.2 Description du logiciel de visualisation 3D des points de pression

La matrice de pression retourne des valeurs de pression qui sont affichées en 2D soit par un code couleur et / ou des valeurs numériques sur un grillage (figure 3.11). Toutefois, il est difficile de visualiser les valeurs de pression en 3D autour du patient. Ainsi, une méthode a été développée pour créer le modèle géométrique de la matrice de pression. Ce modèle s'affiche par-dessus le modèle 3D des géométries du patient. C'est un grillage 3D composé de la position des capteurs de pression lorsque le patient porte la matrice.

La solution proposée est de se servir de la surface externe du patient acquise avec les numériseurs optiques 3D et qui est constituée de 30 à 50 milles points (section 3.1.2) pour créer une seconde surface. Cependant, il faut observer certaines indications ou repères sur le modèle 3D reconstruit pour situer et créer la surface représentant la matrice de pression.

Le nombre et la position des repères à prévoir sur le patient doivent être définis. Mais une deuxième question se pose avant de répondre à la première : de quelle façon veut-on créer et afficher la matrice de pression autour de la surface du patient visualisée sur l'interface graphique développée sous Matlab? La méthode est basée sur l'observation suivante : lorsque la matrice est portée par le patient, donc enroulée autour de son tronc, les lignes horizontales des capteurs forment une série de plans. Schématiquement, la surface externe du patient est vue comme étant un cylindre à base ovale et la matrice de pression coupe cette forme géométrique avec des plans à des hauteurs variables (figure 3.16). Ainsi, pour créer le modèle géométrique de la matrice de pression, il suffit de connaître la position des plans extrêmes de capteurs de chaque partie de la matrice pour déduire la position des plans de capteurs intermédiaires. Sachant que 3 points sont nécessaires pour définir un plan et que 4 plans sont positionnés par rapport à la surface du tronc, 12 croix sont dessinées (section 3.1.3) sur la peau du patient. Ces repères dessinés avec un crayon à maquillage sont également visibles sur la figure 3.16.

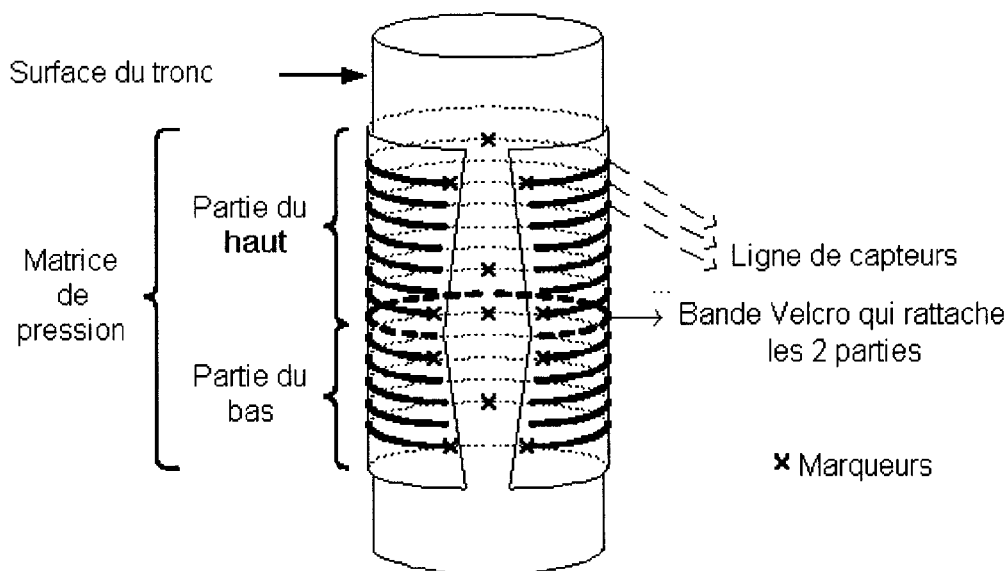


Figure 3.16 : Marqueurs qui identifient les limites de la partie du haut et de la partie du bas de la matrice de pression.

Chaque trio de points situé à des hauteurs différentes permet de calculer l'équation d'un plan. Ainsi, l'équation cartésienne d'un plan π passant par les points $P_0(x_0, y_0, z_0)$, $Q_1(x_1, y_1, z_1)$, $R_2(x_2, y_2, z_2)$ et ayant $\vec{n} = (a, b, c)$ comme vecteur normal est donnée par (Charron et coll., 1992) :

$$\begin{aligned}
 ax + by + cz - d &= 0 \\
 \text{où } d &= ax_0 + by_0 + cz_0 \\
 \text{et } \vec{n} &= \overrightarrow{P_0Q_1} \times \overrightarrow{P_0R_2}
 \end{aligned}$$

Une fois les coefficients (a, b, c, d) trouvés, il suffit de remplacer les variables (x, y, z) par les points qui forment la surface du tronc (rappel : la surface du patient est composée de 30 à 50 milles points) et de conserver les points qui vérifient l'équation du plan. Même si la surface est composée d'un très grand nombre de points, seuls quelques points vérifient l'équation d'un plan. Sachant que la distance moyenne entre les points est d'un peu plus de 3 mm sur la hauteur de la surface du tronc (résolution du maillage qui forme la surface du tronc), une tolérance de 2.5 mm vers le haut et vers le bas de chaque plan a

été considérée (Piegl et coll., 2000). Tous les points situés à l'intérieur de cet intervalle sont conservés.

$$(ax + by + cz - d \geq -2.5) \text{ ET } (ax + by + cz - d \leq 2.5)$$

Avec l'ajout de la tolérance, le nombre de points considérés pour chaque plan augmente jusqu'à 200 voir même 300 (figure 3.17 A, B et C). Tous les points interceptés sont ensuite repositionnés sur la hauteur pour résoudre l'équation originale de chaque plan, ce qui forme une « corde » (figure 3.17 A, B et C). Pour faciliter et standardiser le reste des traitements informatiques, seul 98 points sont conservés de manière aléatoire en plus du premier et du dernier point de chaque corde ($98 + 1 + 1 = 100$ points) (figure 3.17d).

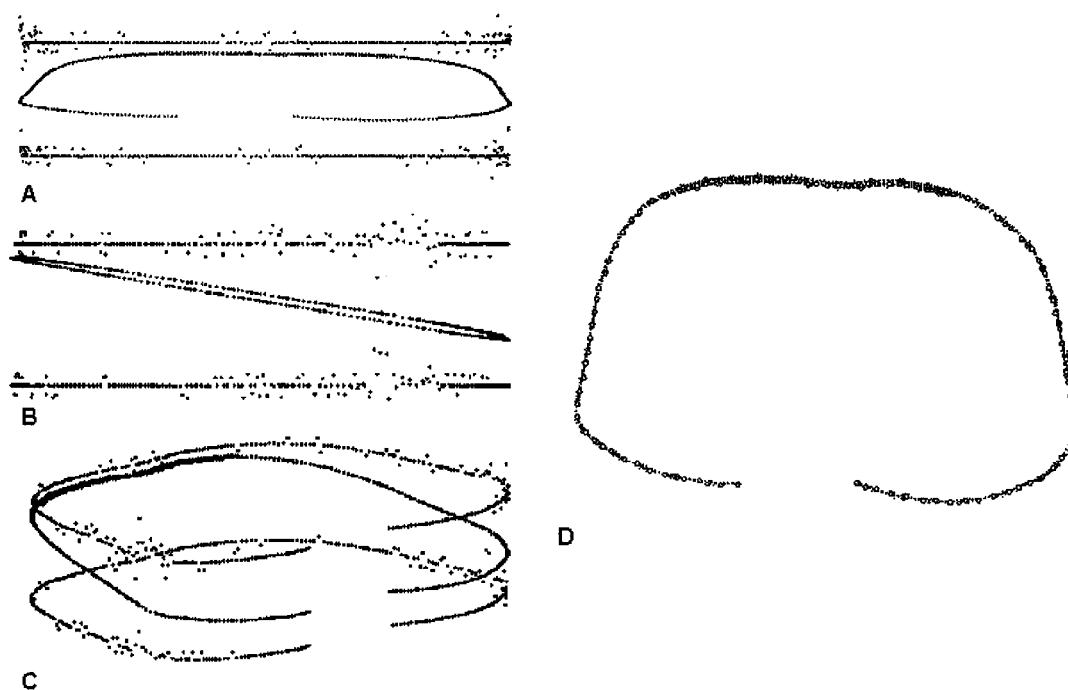


Figure 3.17 : Points retenus pour un plan.

A vue de face, **B** vue de coté et **C** vue 3D des points (en bleu) interceptés par l'équation d'un plan et leurs nouvelles positions sur le plan (en rouge). **D** Des 250 points captés et repositionnés sur le plan (en rouge), seul 100 points sont conservés (cercle bleu).

La procédure de sélection des 100 points par plan est ensuite répétée pour les plans intermédiaires de capteurs. Mais avant de procéder, la position des plans intermédiaires est déduite à partir de la position 2D des bandes de capteurs alignées en rangées (section 3.2.1.3). Tel que vu à la figure 3.18, les bandes (2D) et les plans de capteurs (3D) sont paramétrés de 0 à 1 selon leurs extrêmes pour retrouver la position des plans intermédiaires. En connaissant la position des 3 points formant le plan supérieur et la position des 3 points formant le plan inférieur de la partie du bas de la matrice de pression sur la surface du tronc, il est facile de calculer la position des points intermédiaires formant les plans intermédiaires à partir des positions des bandes de capteurs paramétrées et ce, par proportionnalité.

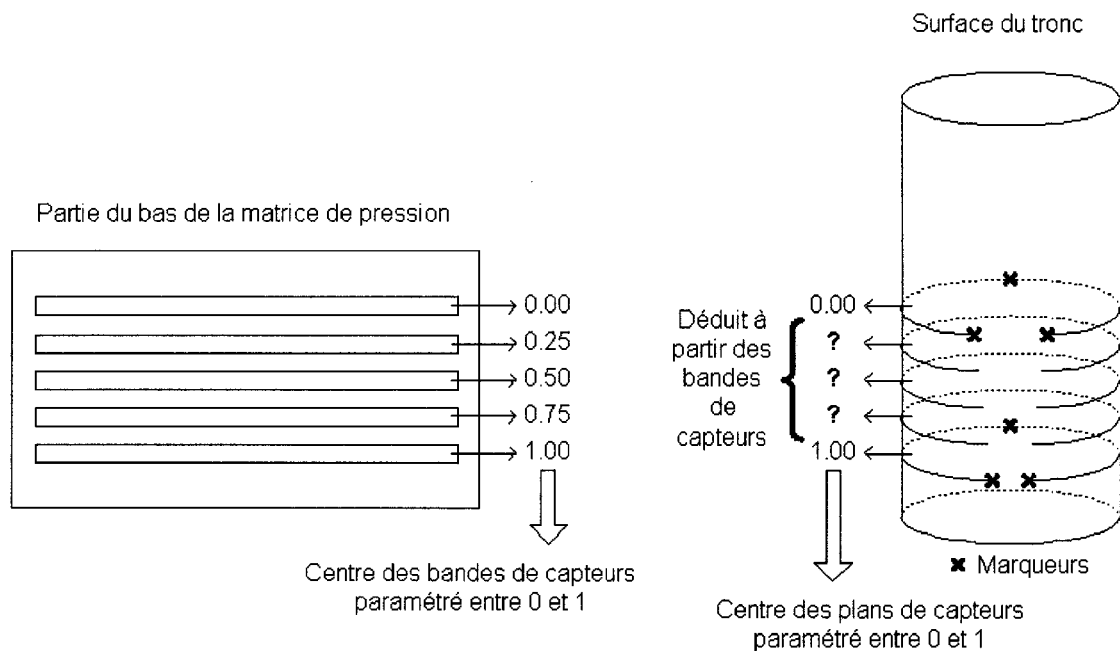


Figure 3.18 : Méthode employée pour déduire la position des plans intermédiaires.

Pour retrouver la position des plans intermédiaires, on se fie sur la position paramétrée des bandes de capteurs. L'exemple s'applique pour la partie du bas de la matrice de pression.

Une fois que les 100 points de tous les plans de capteurs sont trouvés, le tout est enregistré dans une matrice pour les traitements subséquents. La figure 3.19 présente un exemple des points retenus.

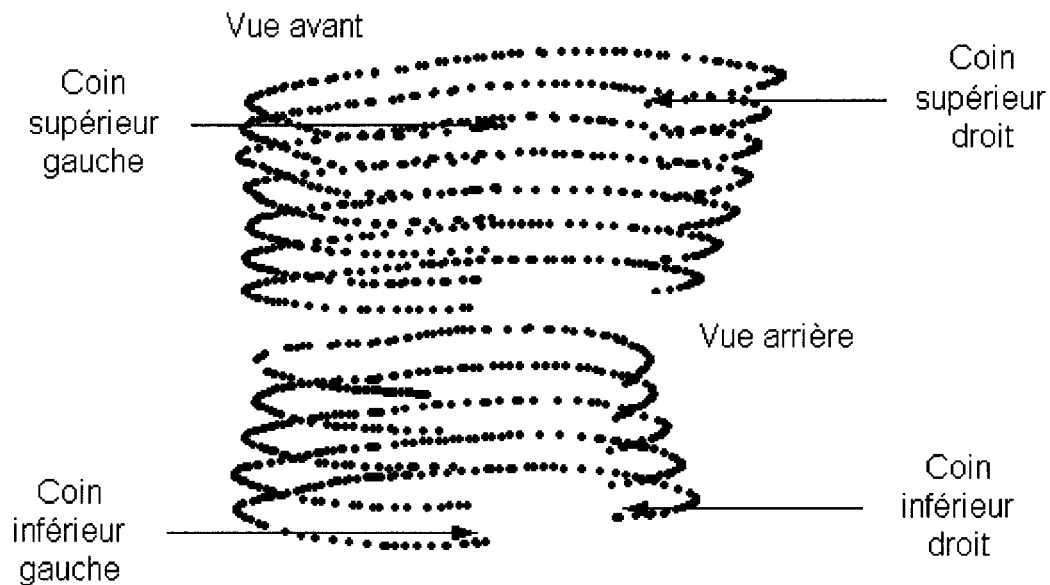


Figure 3.19 : Visualisation des points retenus qui permettront de créer la géométrie de la matrice de pression.

Ensuite, les coordonnées cartésiennes des points retenus (x , y , z) sont transformées en coordonnées cylindriques (r , θ , z), ce qui facilite le reste des procédures (Kang et coll., 2000)(Swokowski, 1995).

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right)$$

$$z = z$$

À partir de leur coordonnée d'angle θ , les points formant chaque plan sont alors mis en ordre en partant du coin gauche pour aller vers le coin droit (figure 3.20). Une courbe

d'interpolation d'ordre cubique est calculée. De plus, elle est paramétrée entre 0 et 1 à partir du coin gauche (figure 3.20).

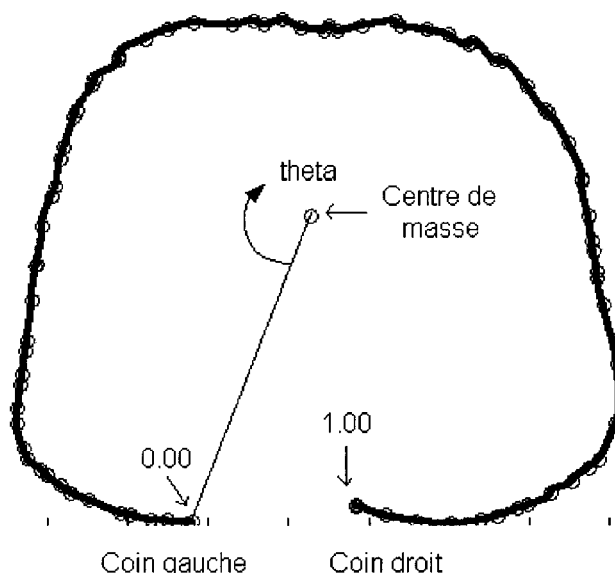


Figure 3.20 : Mise en ordre des points retenus et calcul de l'équation de la courbe.

Vu de dessus d'un plan quelconque. Le centre de masse est commun pour tous les plans; c'est le centre de masse de la topographie de surface. La coordonnée θ (thêta) permet de mettre les points en ordre croissant du coin gauche vers le coin droit. Finalement, la courbe est interpolée (en bleu) à partir des 100 points retenus (cercle rouge) et elle est paramétrée entre 0 et 1.

Maintenant, il faut trouver la position des capteurs sur une courbe. Comme pour retrouver la position des plans intermédiaires de capteurs, la position des capteurs sur une courbe est évaluée par proportionnalité (règle de trois). Les proportions sont basées sur la position connue du centre des capteurs pour chaque bande horizontale de capteurs (section 3.2.1.3). Pour la matrice 2D, les bandes de capteurs sont paramétrées de 0.00 jusqu'à 1.00 (figure 3.21a). De même, pour la matrice 3D, la courbe de capteur sur un plan est paramétré de 0.00 jusqu'à 1.00 (figure 3.21b). La position des capteurs sur la courbe est ensuite déterminée par proportionnalité (règle de trois).

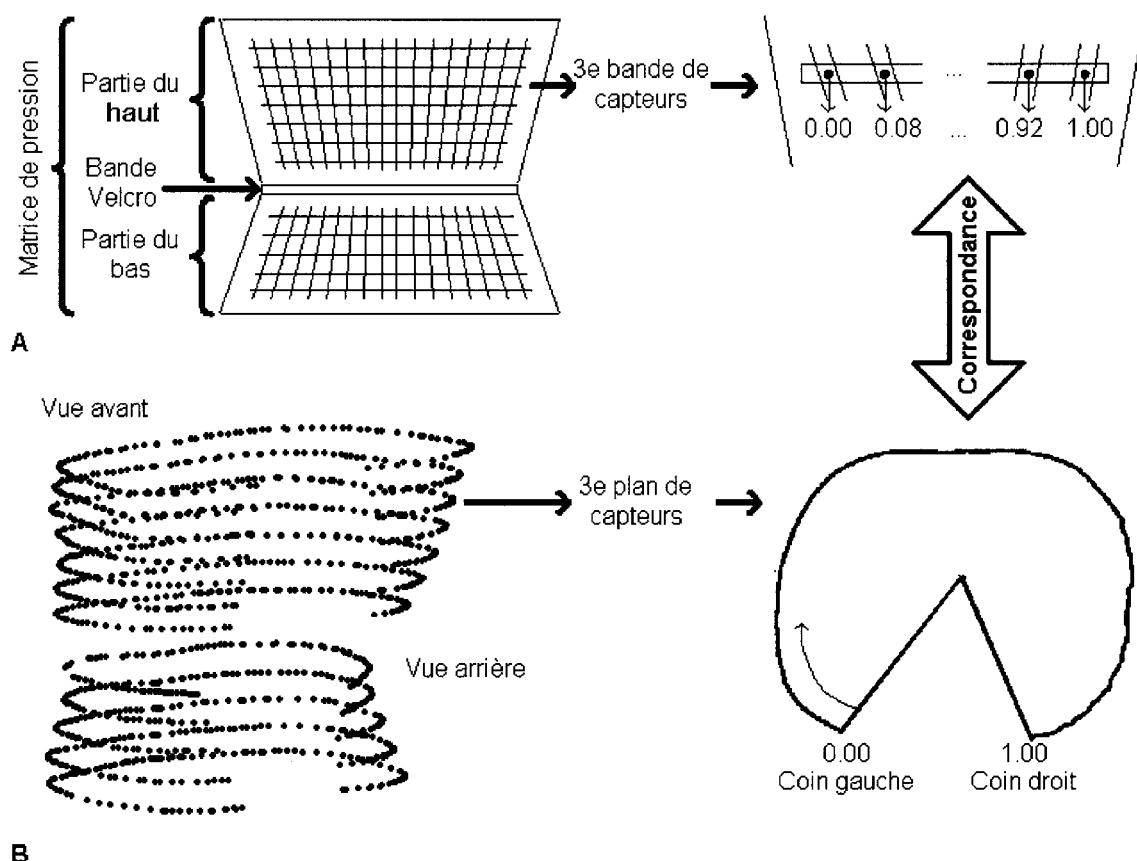


Figure 3.21 : Schéma de la méthode mise en place pour déduire la position des capteurs sur une corde.

A) Schéma qui montre une bande de capteur tirée de la matrice de pression qui est paramétrée selon la distance entre les extrêmes. B) Schéma qui montre le plan de capteur correspondant à la bande de capteur. La distance sur la corde est paramétrée entre 0.00 et 1.00.

Un mot sur la méthode de paramétrisation employée pour une courbe tirée d'un plan quelconque. Le choix à faire : paramétrer la corde selon l'angle qui varie de 0 jusqu'à un peu moins de 2π ou selon la distance totale de la « corde ». La décision a été de paramétrer la courbe selon la distance totale parce que selon l'angle, la paramétrisation obtenue est irrégulière. Par exemple, comme la figure 3.22 le montre, la longueur de la courbe n'est pas régulière pour tous les pas de 15° : l'écart est beaucoup plus grand entre 0° - 15° qu'entre 75° - 90° et ce, pour les 2 courbes « types » rencontrées parce qu'elles ne

sont pas circulaires. Pour le cercle, le pas de 15° retourne toujours un arc de longueur constante. Il faut donc paramétrer les courbes selon leur longueur totale.

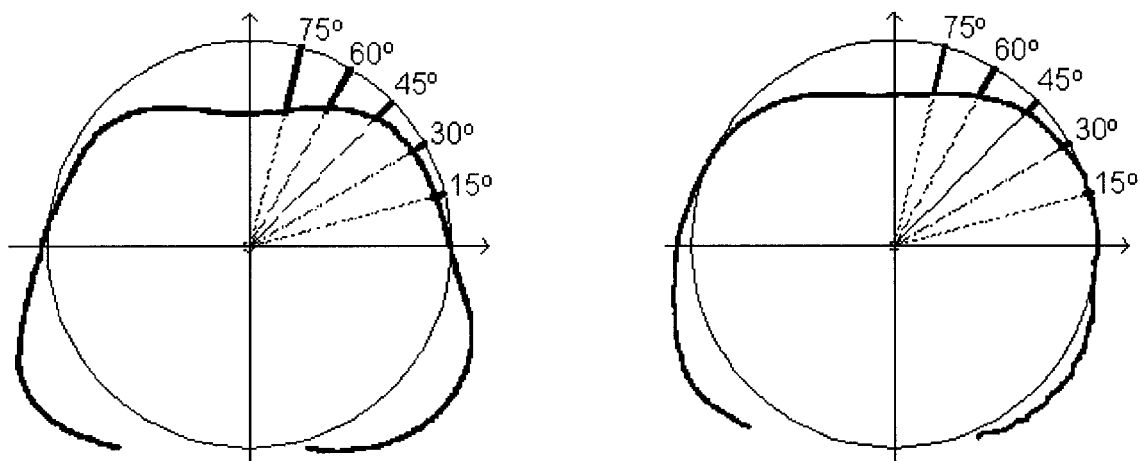


Figure 3.22 : Écart angulaire irrégulier.

Écart angulaire irrégulier sur les courbes bleues par rapport au centre de masse. Le résultat est le même quel que soit l'angle observé. Pour cet exemple, une valeur de 15° a été choisie parce qu'elle est facile à visualiser.

Les points calculés pour tous les plans sont reliés pour former une surface 3D appelé modèle géométrique de la matrice de pression. Les surfaces sont créées à l'aide de la fonction *surface* sous Matlab. Les points formant le modèle géométrique sont ensuite repoussés de 5 mm vers l'extérieur pour éviter que la nouvelle surface créée (modèle géométrique de la matrice de pression) n'apparaisse au même endroit que la surface du tronc. L'écart choisi (5 mm) est un choix totalement arbitraire; c'est un compromis entre un écart trop petit (1 ou 2 mm) et un écart trop grand (plus de 10 mm). Ainsi, les deux surfaces peuvent être visualisées simultanément sans qu'elles ne se chevauchent. Deux types de modèles géométriques de la matrice de pression sont créés :

- l'un où chaque capteur est représenté par un point et une valeur de pression. Ce point correspond au centre du capteur (figure 3.23 A);
- l'autre où chaque capteur est représenté par 4 points et 4 valeurs de pression semblables. Les 4 points correspondent aux 4 coins d'un capteur et les 4 valeurs de pressions sont les mêmes (figure 3.23 B).

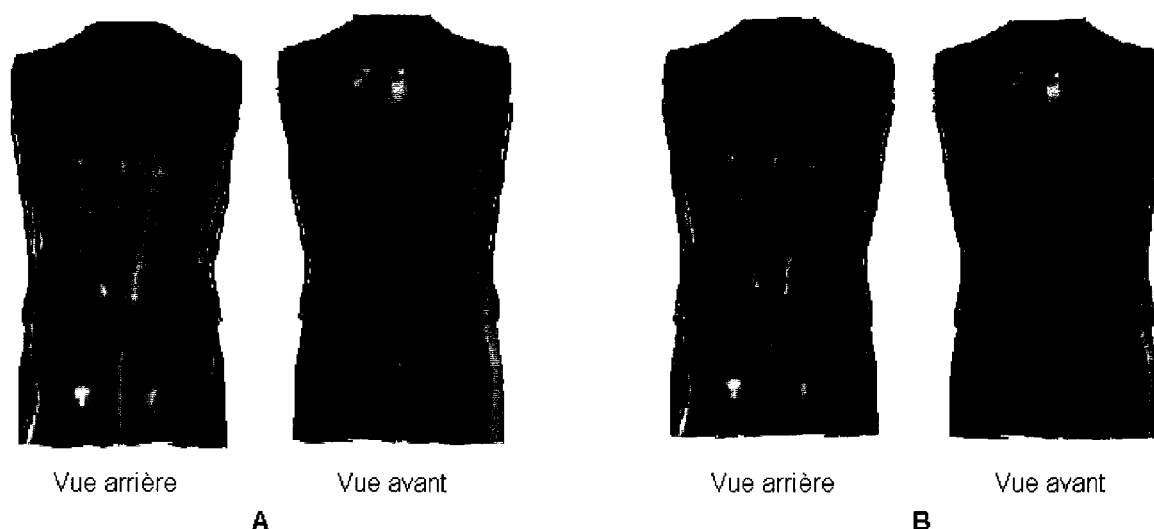


Figure 3.23 : Différents modèles géométriques de la matrice de pression.

A) Modèle géométrique de la matrice de pression où un capteur est représenté par un point (le centre d'un capteur) B) Second modèle géométrique. Cette fois-ci, un capteur est représenté par 4 points (les 4 coins d'un capteur).

Deux autres versions avec un maillage plus raffiné (autour de 3 mm) des modèles géométriques présentés à la figure 3.23 sont également créés. Avec un maillage plus raffiné, les modèles géométriques ont l'avantage d'avoir un maillage de même résolution que la géométrie de surface et leur visualisation est plus lisse. Les valeurs de pression sont ajoutées à ces modèles et interpolées de façon bilinéaire entre les points à l'aide de la fonction *interp1* sous Matlab.

Finalement, un dernier point doit être expliqué. Parfois, lorsque le patient est trop petit, les cotés (ou extrémités) de la matrice de pression se superposent au niveau du dos du patient. Ainsi, les valeurs de pression retournées par une ou des colonnes de capteurs ne sont pas pertinentes. Dans d'autre cas, des lignes de capteurs peuvent ne pas être utilisées. Ces paramètres doivent être pris en compte lors de la création du modèle géométrique de la matrice de pression.

La première étape qui mène à la création du modèle géométrique de la matrice est donc de définir l'activité des capteurs de la matrice. Un maillage ayant le nombre exact de capteurs de pression formant la matrice est visible sur l'interface graphique et, par défaut, tous les capteurs sont actifs (figure 3.24). La sélection des capteurs inactifs se fait avec la souris sur les cases identifiées; la couleur du capteur passe alors du bleu au rouge (figure 3.24).

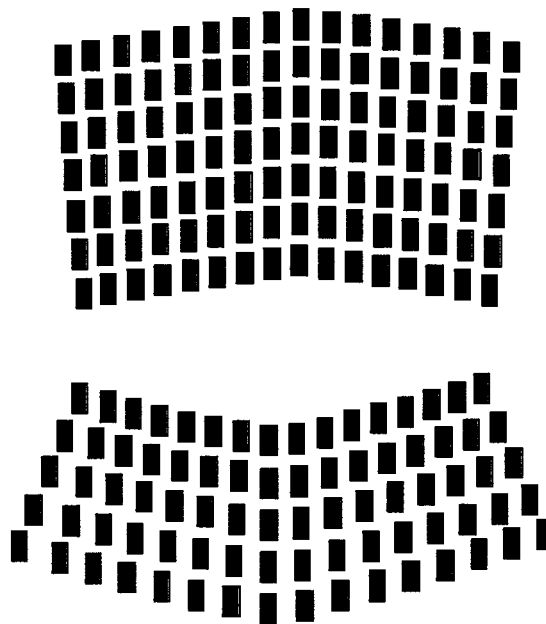


Figure 3.24 : Identification de l'activité des capteurs.

Les capteurs actifs sont colorés en bleu tandis que les capteurs inactifs sont colorés en rouge. Par défaut, tous les capteurs sont actifs.

Tel que vu sur la figure 3.24, quand une ligne de capteur est complètement inactive, le modèle géométrique de la matrice de pression est composé de 176 capteurs (11 lignes de capteurs par 16 colonnes) au lieu de 192 capteurs (12 lignes de capteurs par 16 colonnes). Le même raisonnement s'applique pour les colonnes de capteurs. Ainsi, le modèle géométrique est créé à partir des lignes et colonnes de capteurs qui ont au moins 1 capteur actif.

3.2.3 Évaluation de la procédure

La procédure développée pour afficher les valeurs de pression en 3D sur une surface modélisant la matrice de pression a été réalisée à partir de plusieurs observations et hypothèses. Il est difficile d'évaluer l'erreur à chacune des étapes. À la place, deux évaluations différentes qui portent sur l'ensemble de la procédure, c'est-à-dire du port de la matrice de pression par le patient jusqu'à l'affichage graphique des valeurs de pression, sont proposées.

Le but de la première validation est d'évaluer la différence de localisation des capteurs lorsque la matrice est ajustée sur le patient par rapport à leur localisation calculée sur le modèle géométrique de la matrice. La procédure à suivre est la même que celle décrite au début de la section 3.2. La différence est que le patient va porter le gabarit de la matrice de pression (le gabarit en plastique sur laquelle les capteurs sont visibles et faciles à identifier, voir la figure 3.12 de la section 3.2.1.3) pendant l'acquisition de la surface externe à l'aide des numériseurs optiques 3D. De plus, certains capteurs choisis aléatoirement seront clairement identifiés pour faire la comparaison (figure 3.25).

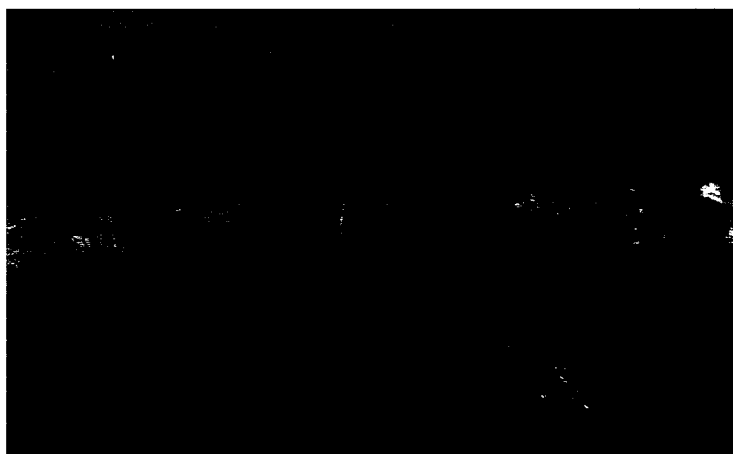


Figure 3.25 : Capteurs identifiés (carton bleu) pour évaluer leur localisation sur le modèle géométrique de la matrice de pression.

Le but de la deuxième procédure de validation est d'évaluer l'erreur de positionnement et de repositionnement de la matrice de pression sur le patient à l'aide du système de bretelles graduées. Cette erreur se propage à travers le processus de modélisation et peut ainsi entraîner une erreur de localisation des capteurs sur la géométrie externe du patient.

Comme pour la première série de validation, la procédure à suivre est la même que celle décrite au début de la section 3.2. L'ensemble de la procédure (acquisition de la surface du tronc, reconstruction de la géométrie, création du modèle géométrique de la matrice de pression, comparaison des résultats) a été répété 7 fois avec un sujet sain de 1.80 m et 5 fois avec un sujet sain de 1.60 m.

L'erreur observée est la différence de position des 12 points de contrôle d'une acquisition à l'autre (notée **erreur sur les points de contrôle**). Pour un sujet, les surfaces du tronc reconstruites en 3D seront recalées à partir de 15 autres marqueurs également distribués sur le sujet.

La propagation des erreurs de positionnement et de repositionnement de la matrice de pression est ensuite évaluée au niveau de la position des capteurs. Comme pour la première évaluation, un sujet sain portera le gabarit en plastique de la matrice de pression (figure 3.25). L'avantage du gabarit est que 32 capteurs choisis aléatoirement sont identifiés à l'aide d'un carton bleu. Suite à la reconstruction 3D de la surface du sujet sain, un premier modèle géométrique de la matrice de pression noté **modèle de référence** sera créée à l'aide de la sélection des 12 points de contrôles, notés **points de référence**. De plus, les positions des 4 coins des 32 capteurs visibles sur la surface du tronc sont sélectionnées; ce sont les **capteurs de référence**.

Comme pour la première évaluation, la différence de localisation des **capteurs de référence** est évaluée avec les mêmes capteurs sur le **modèle de référence**. Cette erreur devrait être semblable à celle trouvée lors de la première évaluation.

Ensuite, un bruit (x, y, z) de type gaussien de moyenne et d'écart type égale à l'**erreur sur les points de contrôle** obtenue de l'évaluation précédente est ajouté sur chacun des **12 points de références**. En d'autres mots, la position 3D de chaque **point de contrôle** est modifiée par un bruit. Le bruit est variable; il peut être faible, moyen ou élevé mais la moyenne et l'écart type du bruit est semblable à l'**erreur sur les points de contrôle** obtenue de l'évaluation précédente.

Le modèle géométrique de la matrice de pression est alors créé à partir des **12 points de contrôle** bruité et la position des 4 coins des capteurs de références est comparée avec les mêmes capteurs pour la matrice nouvellement créée. Ce processus est répété 1000 fois. L'erreur moyenne obtenue montre l'effet du positionnement et de repositionnement de la matrice de pression sur la position des capteurs.

CHAPITRE 4 : RÉSULTATS

Les outils d'aide à la conception et à l'ajustement du corset de Boston sont présentés respectivement à la section 4.1 et 4.2.

4.1 Présentation de l'outil d'aide à la conception

Le rendu visuel des géométries internes et externe du patient est montré à la section 4.1.1. Les résultats de l'étude de validation menée sur un mannequin radiologique sont montrés à la section 4.1.2. Un exemple d'utilisation du bloc-note électronique est montré à la section 4.1.3.

4.1.1 Visualisation 3D des géométries

La figure 4.1a) montre un exemple de la colonne vertébrale et de la cage thoracique d'un mannequin radiologique reconstruite en 3D. L'erreur de la reconstruction est de (2.1 ± 1.5) mm (Aubin et coll., 1997).

La figure 4.2b) montre la surface du tronc du mannequin radiologique. L'erreur moyenne est de (1.2 ± 1.0) mm (Pazos, 2002).

Finalement, la figure 4.3c) montre les géométries (interne et externe) du mannequin radiologique représentées dans le même système d'axe. L'erreur de la procédure de recalage est de (5.8 ± 3.8) mm incluant les erreurs du à la reconstruction 3D de la géométrie interne et externe.

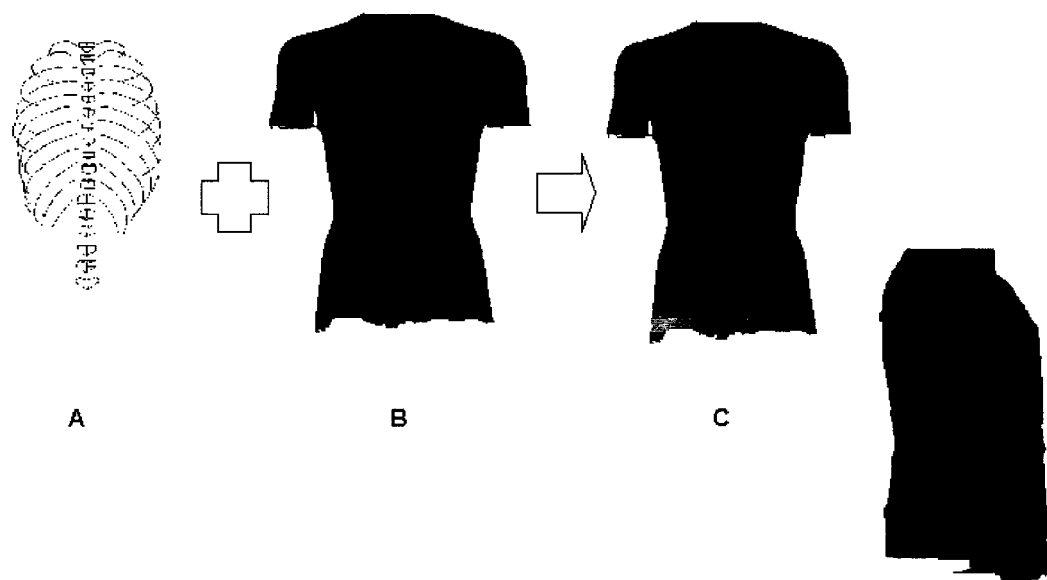


Figure 4.1 : Visualisation 3D des géométries du tronc d'un mannequin radiologique.
A) Géométrie interne B) Surface C) Recalage des géométries.

Comme pour le mannequin radiologique, les acquisitions, reconstruction et le recalage des géométries de 2 sujets scoliotiques ont été effectuées. L'erreur de la procédure est de (10.5 ± 10.7) mm incluant les erreurs du à la reconstruction 3D de la géométrie interne et externe.

4.1.2 Validation des techniques de recalage

Le tableau 4.1 montre les résultats de 3 tests effectués sur le mannequin radiologique pour comparer la qualité du recalage point à point par rapport au recalage de type point surface (Amharref, 2002).

Rappel et précision : le recalage a été fait de la géométrie externe vers la géométrie interne. De plus, pour standardiser la procédure, chaque point sélectionné sur la géométrie externe est noté « Point sélectionné » et il retourne également une surface de

10 mm de diamètre avec comme point milieu le point sélectionné. La quantité de points formant chaque surface est élevée et variable. Finalement, le barycentre de chaque surface est calculé (moyenne des x, y et z) et noté « Barycentre ».

Tableau 4.1 : Résultats du recalage point à point et point surface.

Cas	Distance « Point sélectionné »		Distance « Barycentre »	
	Recalage point à point (mm)	Recalage point surface (mm)	Recalage point à point (mm)	Recalage point surface (mm)
A	6.7 ± 4.1	6.8 ± 4.2	5.9 ± 3.9	6.0 ± 3.9
B	6.6 ± 3.5	6.6 ± 3.7	5.8 ± 3.2	5.7 ± 3.5
C	6.6 ± 4.4	6.6 ± 4.3	5.5 ± 4.2	5.3 ± 4.1

L'erreur calculée par l'algorithme point à point est la distance entre les points sélectionnés (« Point sélectionné ») recalés et leurs homologues (marqueurs) sur la géométrie interne alors que pour l'algorithme point surface, l'erreur calculée est la distance entre les barycentres (« Barycentre ») recalés et la position des marqueurs sur la géométrie interne.

Pour comparer les mêmes résultats, les transformations géométriques calculées pour le recalage point à point ont été appliquées aux barycentres retournés par le recalage point surface. De même, les transformations géométriques calculées pour le recalage point surface ont été appliquées aux points sélectionnés pour le recalage point à point.

4.1.3 Le module de bloc note électronique

Un exemple d'utilisation du bloc-note électronique est présenté à la figure 4.2. Les formes créées par les séries de points indiquent les endroits où les cliniciens insèrent des points d'appuis à l'intérieur du corset. Éventuellement, les points seront reliés entre eux

pour former une surface fermée. L'algorithme utilisé, celui de Kanai et Suzuki (2001), est en cours d'implémentation.

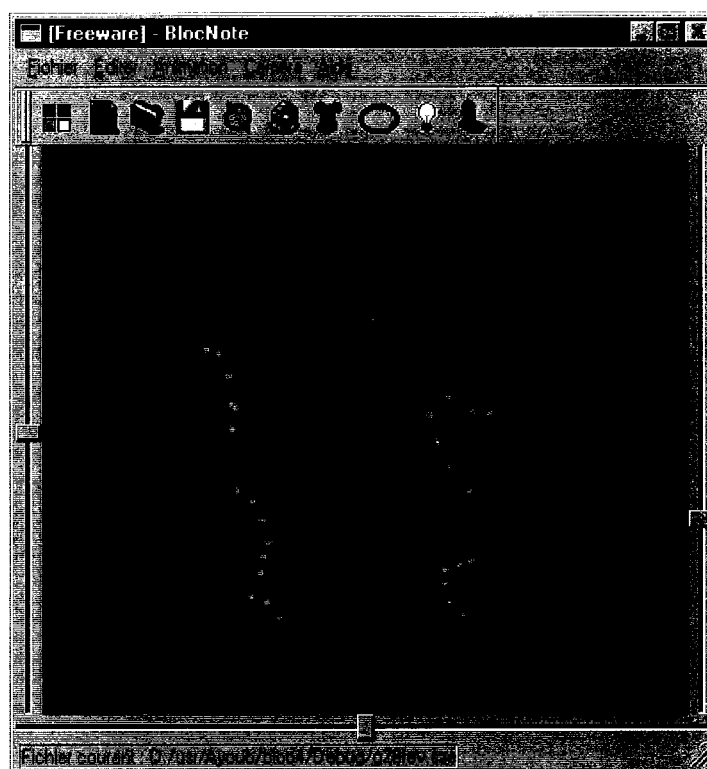


Figure 4.2 : Bloc-note électronique.

4.2 Présentation de l'outil d'aide à l'ajustement

La géométrie de la matrice de pression et l'affichage des valeurs de pression sont montrés à la section 4.2.1. et les résultats des études de validation sont montrés à la section 4.1.2..

4.2.1 Présentation du modèle géométrique de la matrice de pression

La figure 4.3A montre le modèle géométrique de la matrice de pression qui est créé de manière informatique après la première visite du patient en clinique. Sur l'interface

graphique, l'affichage peut se faire seul ou par-dessus la surface du tronc. À la seconde visite, le patient porte son corset par-dessus la matrice de pression (figure 4.3B). Comme lors de la première visite du patient en clinique, le système de bretelles graduées retient la matrice. Finalement, les valeurs de pression sont affichées en temps réel sur la modèle géométrique de la matrice (figure 4.3C).

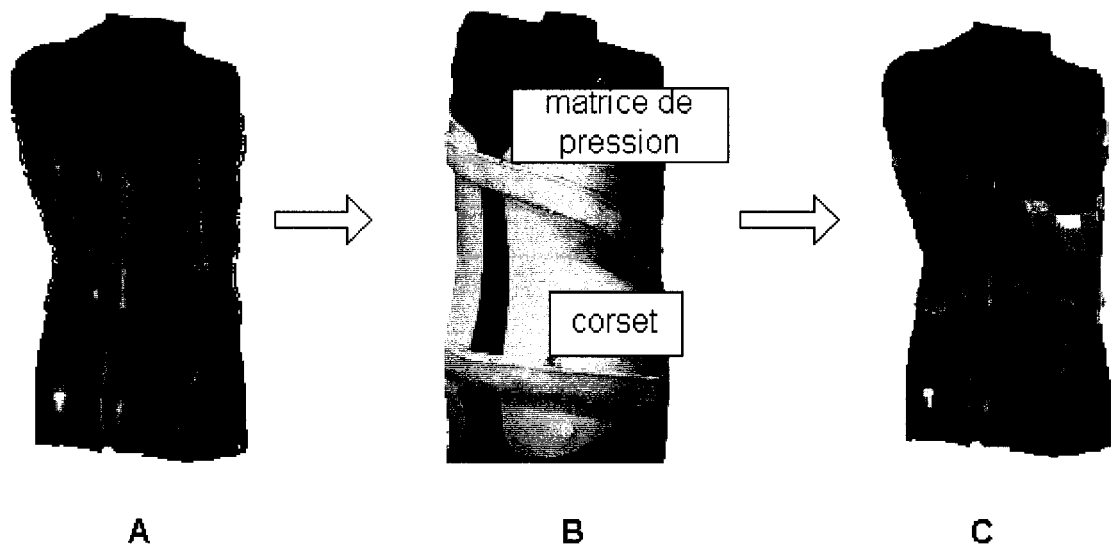


Figure 4.3 : Étape menant à l'affichage des valeurs de pressions sur un mannequin radiologique.

Les 4 types de géométries de la matrice de pression représentées avec la texture sont présentés à la figure 4.4. Le nombre de points par capteur (1 situé au centre ou 4 situé sur les quatre coins) et la résolution de la matrice (environ 25 mm ou 3 mm par mailles) sont les deux paramètres qui varient. La texture est interpolée de manière bilinéaire entre les points du maillage.

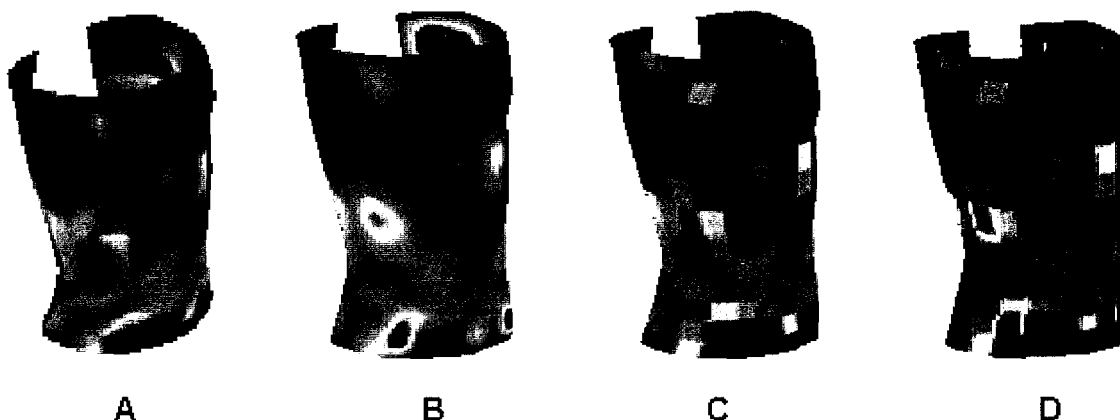


Figure 4.4 : Différentes représentations de la matrice de pression.

Les capteurs sont représentés par 1 point (A et B).

Les capteurs sont représentés par 4 points (C et D).

Le maillage est raffiné à 3mm (B et D).

4.2.2 Évaluation

La première évaluation montre que la différence de position d'un capteur entre la reconstruction 3D de la matrice et son modèle géométrique est de (10.0 ± 5.0) mm.

La deuxième évaluation établit l'erreur de positionnement et de repositionnement de la matrice de pression à l'aide du système de bretelles graduées. L'erreur a été évaluée sur les 12 points qui délimitent la matrice de pression. L'**erreur sur les points de contrôle** est respectivement de (10.3 ± 4.6) mm et de (10.2 ± 4.5) mm pour les deux sujets sains de 1.80 m et de 1.60 m.

La propagation de cette erreur a ensuite été évaluée au niveau de la position de 32 capteurs choisis aléatoirement entre la reconstruction 3D de la matrice portée par un sujet sain et de son modèle géométrique. Pour débiter, un premier modèle géométrique de la matrice de pression (**modèle de référence**) a été générée à partir de la sélection des 12

points de références. Pour ce cas, la différence de position d'un capteur (comme la première évaluation) est de (10.1 ± 5.3) mm.

Ensuite, 1000 matrices de pression ont été créées en ajoutant une erreur (x, y, z) de (10.3 ± 4.6) mm (**erreur sur les points de contrôle** évaluée) générée aléatoirement sur les **points de références** pour chaque matrice obtenue. La position des 4 coins des **capteurs de références** est comparée avec les mêmes capteurs pour toutes les matrices. L'erreur moyenne obtenue est de (12.6 ± 5.9) mm.

CHAPITRE 5 : DISCUSSION

Par rapport à la méthode traditionnelle de fabrication du corset de Boston, la méthode proposée est innovatrice autant lors de la phase de design (section 5.1) que lors de la phase d'ajustement (section 5.2) du corset.

5.1 Discussion de l'outil d'aide à la conception

La première observation soulevée dans la section problématique touche l'étape du design (conception) de l'orthèse. Basée sur des moyens 2D (prise de radiographies), cette étape mène à la fabrication de corsets qui appliquent de manière non optimale des efforts sur le tronc (Aubin et coll., 1996, Gauvin, 1996), ce qui diminue l'efficacité biomécanique de l'orthèse (Labelle et coll., 1992). Une interface graphique développée sous Matlab a été proposée pour remédier à ce problème, c'est-à-dire personnaliser le plan de fabrication (blueprint) du corset en 3D. L'importance du plan de fabrication vient du fait qu'il détermine les endroits où les cliniciens choisissent d'insérer des points d'appuis et de tailler des ouvertures sur le corset. Ainsi, le plan de fabrication est un dessin directeur qui sert de lien entre la méthode de traitement basée sur 3 ou 4 points d'appuis et la fabrication du corset.

Comparé au plan traditionnel de design, l'affichage des géométries interne et externe du patient sur l'interface graphique mène à la création d'un plan 3D qui a plusieurs avantages. Premièrement, la reconstruction 3D des structures osseuses d'un patient facilite la visualisation des déformations scoliotiques (Aubin et coll., 1997; Dansereau et coll., 1993). Entre autre, cette géométrie montre la déviation latérale et les modifications du profil sagittal du rachis, les rotations vertébrales ainsi que la torsion géométrique globale d'un patient.

Deuxièmement, la reconstruction 3D de la surface du tronc, acquise à l'aide des numériseurs optiques, permet aux cliniciens de tenir compte des détails de la morphologie d'un patient (inégalité des épaules, asymétrie du bassin, déjettement, etc.). Par rapport aux techniques laser, l'instrument optique utilisé a un temps d'acquisition beaucoup plus rapide (ce qui réduit les artéfacts dus aux mouvements du patient) et fournit des images couleurs qui peuvent faciliter la fusion du modèle 3D. De plus, les numériseurs optiques 3D utilisés (basé sur la vision active) ont une qualité de reconstruction de surface 3D (précision, résolution, texture) supérieure à celle obtenue avec la technique développée par Belmajdoub et coll. (1992), Belmajdoub (1993) qui est basée sur la vision passive. Mais comme tout système stéréoscopique et optique, la qualité de l'étape de calibrage (fait une fois par semaine) et la nature de la surface à numériser (dans notre cas, peau claire ou foncée, grasse ou sèche) influence la qualité des reconstructions. Par conséquent, il faut ajuster (augmenter ou réduire) l'intensité de lumière projetée sur chaque patient en modifiant l'ouverture du diaphragme des projecteurs.

Troisièmement, la possibilité d'afficher les géométries de manière superposées en mode transparence sur l'interface graphique améliore l'évaluation de l'état de la scoliose d'un patient. En fait, la visualisation simultanée et synchronisée des structures osseuses (rachis, bassin et cage thoracique) et de la surface du tronc est possible pour la première fois ce qui permet de dessiner le plan de design du corset en 3D. Ce point est essentiel parce qu'il est démontré que le corset de Boston conçu de manière traditionnelle ne corrige pas correctement les courbures scoliotiques 3D (Labelle et coll., 1992). De plus, la correction 3D peut être améliorée par un positionnement plus judicieux des points d'appui autour des structures du tronc (Aubin et coll., 1996, Gauvin, 1996). Par rapport à la technique commercialisée par la compagnie Orten (Orten, 1992), les structures osseuses d'un patient ne sont pas reconstruites à partir d'un modèle théorique pour être affichées avec la surface du tronc mais elles sont toutes deux acquises, reconstruites et fusionnées de façon personnalisée pour former un modèle des géométries d'un patient.

La fusion des géométries a été validée à l'aide d'un mannequin radiologique et les résultats obtenus sont prometteurs (section 4.1.1). Toutefois, de plus grandes erreurs ont été observées lorsque la procédure est appliquée sur les géométries de sujets scoliotiques. Cette situation est causée par la différence de posture adoptée par les patients entre l'acquisition de la géométrie externe et l'acquisition de la géométrie interne (rappel : l'acquisition des géométries se fait dans deux salles différentes, avec un intervalle de 5 à 10 minutes entre les deux acquisitions). Le résultat du processus de fusion montre que les structures osseuses sont légèrement désalignées soit vers le haut ou vers le bas à l'intérieur de la surface du tronc même si des précautions ont été prises pour standardiser la posture des patients lors des deux acquisitions. Maurer a prouvé que l'algorithme de recalage le plus efficace est celui qui cherche à apparier un point avec une surface (Maurer et Fitzpatrick, 1993). Toutefois, le tableau 4.1 montre que le recalage de type point surface n'est pas plus précis que le recalage de type point à point pour notre application. En plus d'être dans le même ordre de grandeur, la moyenne et l'écart type des deux méthodes sont à peu près semblables pour la série de tests effectués.

Quatrièmement, le développement d'un bloc-note électronique permet aux cliniciens (orthésistes et orthopédistes) d'échanger et d'évaluer facilement les hypothèses de traitements dessinées sur le plan 3D de design du corset pour trouver un consensus (taille, grandeur et localisation des points d'appuis prescrit). L'interaction et la discussion entre les cliniciens devraient réduire le risque de zones de pression mal positionnées. Bien sûr, les cliniciens impliqués dans le traitement devront avoir une copie du logiciel de visualisation.

Les cliniciens doivent sélectionner avec la souris les endroits où ils choisissent de positionner des zones de pressions sur la surface du tronc. Un point apparaît après toutes les sélections. Un algorithme de type approximatif a été retenu pour relier les points entre eux (Filion, 2002). Par rapport aux algorithmes exacts ou aux fonctions mathématiques,

la méthode approximative est celle qui permet de résoudre le problème (relier les points entre eux) en respectant le plus grand nombre de contraintes imposées. L'algorithme utilisé, celui de Kanai et Suzuki (Kanai et coll., 2001), trouve un chemin dans des délais considérés acceptables en gardant la courbe sur la surface visible de l'image et en respectant l'exactitude de la région délimitée par le clinicien. Les algorithmes exacts présentent la solution optimale mais le temps de résolution est long et la consommation de ressource est grande. Pour leur part, les fonctions mathématiques s'exécutent rapidement mais les tracées n'apparaissent pas toujours sur la partie visible de la surface visualisée (Filion, 2002).

Finalement, lorsque la méthode sera mise au point, une procédure de CFAO (Conception et Fabrication Assisté par Ordinateur) pourra être envisagée pour sculpter le positif du patient tout en tenant compte des informations fournies par le plan 3D. La longue, fastidieuse et dispendieuse étape de moulage plâtré sera alors évitée. De plus, la procédure de CFAO évitera à l'orthésiste de transposer les zones de pressions dessinées sur le plan 3D de conception sur le positif du patient. L'étape dite de transposition est également nécessaire dans la méthode traditionnelle de conception de l'orthèse.

5.2 Discussion de l'outil d'aide à l'ajustement

Une fois fabriqué, le corset est remis au patient lors de sa deuxième visite en clinique. À ce moment, les cliniciens ajustent l'orthèse sur le patient selon leur expérience et vérifient son action en prenant d'autres radiographies. Deuxième observation soulevée dans la section problématique, la méthode d'ajustement de l'orthèse sur le patient doit être améliorée. Pourquoi? Parce que le traitement peut être inefficace si la distribution des zones de pressions créent des mécanismes de couplages non désirés entre la colonne vertébrale et la cage thoracique (Aubin et coll., 1997; Gignac et coll., 1997). Cependant, la méthode actuelle ne permet pas de voir où sont situées les zones de pression. Ainsi,

l'outil d'aide à l'ajustement proposé a plusieurs avantages par rapport à la méthode traditionnelle.

Premièrement, une matrice de pression couvrant tout le tronc et composée de 192 capteurs est utilisée pour visualiser les zones de pressions générées à l'interface patient corset (ou peau orthèse). Les valeurs de pressions sont affichées par un code couleur sur l'interface graphique sur le modèle géométrique de la matrice créée autour de la surface du tronc. De plus, la méthode de visualisation des zones de pression est adaptée à la pratique clinique parce qu'elle rejoint le concept de correction par 3 ou 4 points d'appuis prônés pour ce type de système (Boston Brace System) et par l'orthopédiste lors de l'évaluation clinique ainsi que l'orthésiste lors de l'étape de moulage plâtré. Toutefois, parce que l'orthèse n'applique pas activement de force sur le tronc du patient mais le contraint dans une position corrigée, il est important que le patient adopte une position détendue pendant l'ajustement de l'orthèse. En d'autres mots, il ne doit pas fuir volontairement les zones de pressions.

Les résultats montrent que les valeurs de pression affichées sur l'interface graphique sont affectées par une erreur moyenne de (10.0 ± 5.0) mm. Quant-à-elle, l'erreur associée au port (première visite du patient en clinique) et report (deuxième visite du patient en clinique) de la matrice de pression se situe autour de (10.2 ± 4.5) mm. Combinées, les erreurs précédentes créent des erreurs possibles de localisation des valeurs de pression sur l'interface graphique qui est de l'ordre de (12.6 ± 5.9) mm. Ainsi, le positionnement et le repositionnement de la matrice de pression n'affectent pas beaucoup la différence de position des capteurs entre la matrice de pression reconstruite en 3D et son modèle géométrique (l'erreur moyenne passe de 10.0 à 12.6 mm).

Cette erreur (12.6 ± 5.9) mm est à la fois élevée et raisonnable parce que les cliniciens cherchent à localiser des zones de pression de grande taille. Par exemple, les appuis thoracique et lombaire couramment utilisés mesurent approximativement 80 à 100 mm

par 100 à 120 mm (Watts et coll., 1977) et les zones de pressions à l'apex des courbures thoracique et lombaire mesurent généralement 7000 mm². De plus, les cliniciens tentent de localiser les zones de pressions en relation avec les principales caractéristiques de la déformation (lordose, localisation des apex, etc.) et ces relations ne sont pas affectées par de si petites différences de positionnement. Le manque relatif de précision de l'affichage des zones de pression est largement compensé par l'avantage de l'information clinique fourni par l'interface graphique.

Par rapport aux matrices de pression développées par les autres équipes de recherche (voir section 1.4.2), la matrice actuelle a l'avantage de couvrir tout le tronc du patient. De plus, parce que la matrice est composée de deux morceaux légèrement circulaires retenus au centre par une bande Velcro (voir la figure 3.9), la forme 3D de la matrice épouse facilement les formes variables de la taille des patients sans se plier à certains endroits. Quant à eux, les capteurs de pression sont non sensibles à la chaleur, robustes, minces et les lectures de pression sont dynamiques. Le calibrage de la matrice est rapide (1 heure), facile et durable.

Deuxièmement, il n'y a pas présentement de méthode clinique qui permette de déterminer comment l'orthèse interagit avec les structures osseuses. Un avantage de cette nouvelle méthode est qu'il est possible de visualiser les zones de pressions en 3D. Cet affichage permet aux cliniciens de vérifier le patron de pression généré par le corset et, si nécessaire, de modifier la taille, la forme ou la localisation des points d'appuis. Finalement, cette acquisition reflète l'efficacité du traitement et son adéquation entre l'hypothèse de traitement dessinée sur le plan 3D et les résultats obtenus. À terme, quand la méthode sera validée en clinique, elle permettra au patient d'éviter la seconde prise de radiographies.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Ce projet de maîtrise propose un outil d'aide à la conception et à l'ajustement de corsets orthopédiques.

Pour aider les cliniciens lors de l'étape de conception du corset, le modèle 3D suggéré et visualisé sur l'interface graphique permet de créer un plan 3D de conception qui a plusieurs avantages par rapport à la méthode traditionnelle de conception. Premièrement, la reconstruction 3D des structures osseuses d'un patient facilite la visualisation des déformations scoliotiques.

Deuxièmement, la reconstruction 3D de la surface du tronc, acquise à l'aide des numériseurs optiques, permet aux cliniciens de tenir compte des détails de la morphologie d'un patient (inégalité des épaules, asymétrie du bassin, déjettement, etc.).

Troisièmement, la possibilité d'afficher les géométries de manière superposées en mode transparence sur l'interface graphique améliore l'évaluation de l'état de la scoliose d'un patient. En fait, la visualisation simultanée et synchronisée des structures osseuses (rachis, bassin et cage thoracique) et de la surface du tronc est pour la première fois possible et permet de dessiner le plan de design du corset en 3D.

Quatrièmement, le développement d'un bloc-note électronique permet aux cliniciens d'échanger les hypothèses de traitements dessinées sur le plan 3D de design du corset pour trouver un consensus.

Pour aider les cliniciens lors de l'étape d'ajustement du corset, l'outil d'aide proposé comporte plusieurs avantages par rapport à la méthode traditionnelle. Premièrement, une matrice de pression couvrant tout le tronc et composée de 192 capteurs est utilisée pour visualiser les zones de pressions générées à l'interface patient corset. Les valeurs de

pression sont affichées par un code couleur sur l'interface graphique sur le modèle géométrique de la matrice créée autour de la surface du tronc.

Deuxièmement, il n'y a pas présentement de méthode clinique qui permette de déterminer comment l'orthèse interagit avec les structures osseuses. Un avantage de cette nouvelle méthode est qu'il est possible de visualiser les zones de pression en 3D et en clinique (en temps réel).

Toutes les étapes ont été validées soit avec des sujets sains, scoliotiques ou avec un mannequin radiologique. Les résultats sont prometteurs et justifient le début d'une étude clinique comparative afin d'évaluer l'efficacité des outils d'aide à la conception et l'ajustement des corsets orthopédiques. Une soixantaine de patients volontaires répondant aux critères d'inclusions (être âgés entre 10 et 16 ans, présenter une SIA thoracique droite ou thoracique droite et lombaire gauche de type I, II ou III selon la classification de King, etc.) seront recrutés. Les patients seront séparés en 2 groupes de façon aléatoire : le groupe contrôle et le groupe test. La conception et l'ajustement du corset se feront selon la manière conventionnelle dans le groupe contrôle. Pour le groupe test, la conception et l'ajustement se feront selon la méthode proposée. La correction immédiate apportée par le corset de Boston sera caractérisée à l'aide d'indices cliniques (variables continues et catégorielles) et comparés entre les 2 groupes par une étude statistique afin de vérifier la pertinence et l'efficacité de l'outil développé. Une analyse statistique bivariée sera effectuée à l'aide de tests de Student pairés pour les variables continues et de tests de chi-carré pour les variables catégorielles. L'analyse multivariée sera effectuée à l'aide d'une ANOVA pour les variables catégorielles et d'une analyse de régression linéaire multiple (pas à pas) pour les variables continues (Bellefleur, 2002).

Différentes perspectives sont toutefois envisageables pour améliorer la précision des modèles 3D :

1. L'erreur de recalage entre la géométrie interne (structures osseuses) et la géométrie externe (surface du tronc) peut être réduite soit en :
 - faisant l'acquisition des deux géométries de manière simultanée. Cependant, la mise en place en salle de radiologie des numériseurs optiques est difficilement envisageable et les tiges verticales de l'appareil du positionnement présentement utilisé affecteraient la qualité des images acquises (réflexion de la lumière et surfaces cachées par les tiges);
 - adoptant la même posture que celle imposée sur le patient dans l'appareil de positionnement pour l'acquisition de la géométrie externe. Un gabarit positionné au niveau des pieds stabiliserait le bas du corps, une ligne de visé peut être posée sur le mur pour redresser la tête du patient et le patient devra déplacer ses bras et poser ses mains près du cou selon les recommandations de la SRS;
 - faisant un recalage de type élastique entre les deux géométries, ce qui compensera les problèmes de changement de posture.
2. La surface du tronc acquise lors de la première visite du patient en clinique est reconstruite en 3D en 2 heures. Ce modèle sert à créer le modèle géométrique de la matrice de pression (30 secondes de traitement informatique). À la deuxième visite du patient en clinique (4 à 6 semaines plus tard), les valeurs de pressions acquises s'affichent sur le modèle géométrique de la matrice de pression. Si la procédure de reconstruction 3D de la surface du tronc était rapide (moins de 2 minutes), l'affichage des valeurs de pression pourrait se faire sur le modèle exact de la surface du tronc.
3. Dans le même ordre d'idée, l'effet du corset sur la surface du tronc peut être simulé en clinique suite à l'acquisition des valeurs de pression si la surface du tronc est modélisée à l'aide d'une méthode d'éléments finis qui converge rapidement.

4. Une deuxième interface graphique doit être créée. Celle qui a été développée sert à créer le modèle 3D des géométries du patient et le modèle 3D de la géométrie de la matrice de pression. La deuxième interface graphique doit être plus simple d'utilisation et dédiée à l'usage des cliniciens. Les géométries créées avec la première interface graphique deviennent des fichiers d'entrées pour la deuxième interface graphique.
5. Lorsque la méthode sera mise au point et validée en clinique, une procédure de CFAO pourra être envisagée pour sculpter le positif du patient tout en tenant compte des informations fournies par le plan 3D.

RÉFÉRENCES

AMHARREF, O., 2002, "Recalage d'images 3D des structures osseuses et de la surface externe au niveau du tronc d'un être humain", Projet de fin d'étude, Département de Génie Informatique, École Polytechnique de Montréal, 33 pages.

ARROUCH, H., 2001, "Programmation d'une application de type bloc note pour la visualisation et la manipulation d'une image 3D du tronc d'un patient", École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Informatique, 35 pages.

AUBIN, C.-E., DANSEREAU, J., de GUISE, J., LABELLE, H., 1997, "Rib cage coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis", *Spine*, 22: 629-635.

AUBIN, C.-E., DANSEREAU, J., PARENT, F., LABELLE, H., de GUISE, J., 1997, "Morphometric validations of personalized 3-D reconstruction and geometric models of the human spine", *Medical and Biomedical Engineering and Computing*, 35: 611-618.

AUBIN, C.-E., DESCRIME, J.-L., DANSEREAU, J., SKALLI, W., LAVASTE, F., LABELLE, H., 1995, "Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques", *Ann Chir*, 49 (8): 749-761.

AYACHE, N., 1998, "L'analyse automatique des images médicales. États de l'art et perspectives", INRIA.

BADER, D.L., 1982, "Interface pressure measurement ", *Care Sci. Pract.* 1: 22-24.

BADER, D.L., GWILLIM, J., NEWSON, T.P., HARRIS, J.D., 1985, "Pressure measurement at the patient support interface", *Biomechanical Measurement in Orthopaedic Practice*. Edited by M.W. Whittle, J.D. Harris, Oxford, Oxford University Press, pp. 145-150.

BATLLE, J., MOUADDIB, E., SALVI, J., 1998, "Recent Progress in Coded Structured Light as a Technique to Solve the Correspondence Problem : A Survey", *Pattern Recognition*, 31 (7): 963-982.

BEAUSÉJOUR, M., AUBIN, C.-É., MITNITSKI, A.B., FELDMAN, A.G., 1999, "Biomechanical Modeling of the Control of Trunk Muscles", *Research into Spinal Deformities 2*, Édition I.A.F. Stokes, IOS Press, pages 150-153.

BELLEFLEUR, C., 2002, "Protocoles expérimentaux détaillés concernant le projet CORSET", LIS3D, communication interne, Centre de Recherche, Hôpital Ste-Justine, Montréal.

BELLEFLEUR, C., DANSEREAU, J., KOLLER, A., LABELLE, H., 2000, "Evaluation of the efficiency of patient stabilization devices for 3D X-ray reconstruction of the spine and rib cage", LIS3D, communication interne, Centre de Recherche, Hôpital Ste-Justine, Montréal.

Belmajdoub, F., 1993, "Développement d'une méthode de reonstruction 3D du tronc scoliotique par imagerie numérique stéréoscopique et modélisation des calculs par réseaux de petri à flux de données en vue d'une implémentation sur une architecture parallèle", Thèse de Doctorat, Aix-Marseille III.

BELMAJDOUB, F., ABELLARD, P., DUPLAIX, J., CONIL, J.L., DELARQUE, A., 1992, "Computer aided design of scoliosis braces", *Proceedings of 14th Annual*

International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
Paris, October 1992.

BIOT, B., LE BLAY G., BONJEAN, M., POURRET, S., LECANTE, C., 1999, "Le traitement orthopédique des algies chroniques à l'âge adulte. Place de la CAO-CFAO. Réalisation par CFAO de corsets de traitement des algies vertébrales à l'âge adulte", Communication au GKTS.

BLOUNT, W.P., MOE, J., 1980, "The Milwaukee Brace, 2nd ed.", Baltimore, Williams and Wilkins.

CHARRON, G., PARENT, P., 1992, "Algèbre linéaire et vectorielle: géométrie", Éditions Études Vivantes, 428 pages.

CHASE, A.P., BADER, D.L., HOUGHTON, G.R., 1989, "The biomechanical effectiveness of the Boston brace in the management of adolescent idiopathic scoliosis", Spine 14: 636-642.

COBB, J.R., 1948, "Outline for the study of scoliosis", The American Academy of Orthopaedic Surgeons: Instructional Course Lectures, J.W. Edwards, Ann Arbor, 5: 251.

COCHRAN, G.V.B., WANGH, T.R., 1969, "The external forces in correction of idiopathic scoliosis", J Bone Joint Surg 51A: 201.

COTE, B., 1995, "Développement d'un système de mesure des pressions générées par le corset de Boston dans le traitement des déformations scoliotiques", Mémoire de maîtrise, département génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, 145 pages.

COTE, B., DANSEREAU, J., LABELLE, H., REINECKE, S., 1992, "A method for the measurement of the Boston brace biomechanical action on scoliotic deformities", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 81-88.

CURLESS, B., 1997, "New method for surface reconstruction from range images", Ph.D dissertation. Departement of electrical engineering. Stanford University.

DANSEREAU, J., BEAUCHAMP, A., de GUISE, J., LABELLE, H., 1990, "Three-dimensional Reconstruction of the Spine and the Rib Cage from stereoradiographic and Imaging Techniques", Société Canadienne de Génie Mécanique, Montréal, 2: 61-64.

DANSEREAU, J., LABELLE, H., AUBIN, C.-É., 1993, "3-D personalized parametric modeling of reconstructed scoliotic spines", Ivth International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Paris, France, pp. 6-9.

DANSEREAU, J., STOKES, I.A.F., 1998, "Measurement of the three-dimensional shape of the rib cage", J. of Biomechanics, 21: 893-901.

DE GIORGI, G., GENTILE, A., MANTRIOTA, G., 1992, "Three-dimensional study of the spine: our ten year experience", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 71-80.

DE GUISE, J., MARTEL, Y., Nov. 1988, "3D-Biomedical modeling: merging image processing and computer aided design", Proc. of the IEEE EMBS 10th Int. Conf., New-Orleans, pp. 4262-427.

DELORME, S., 1996, "Étude de la modélisation par krigeage géométrique tridimensionnel des vertèbres saines et scoliotiques", Mémoire de maîtrise, département génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, 129 pages.

DESCRIMES, J.-L., AUBIN, C.-É., SKALLI, W., ZELLER, R., DANSEREAU, J., LAVASTE, F., 1995, "Introduction des facettes articulaires dans une modélisation par éléments finis de la colonne vertébrale et du thorax scoliotique : aspects mécanique", 2nd International Symposium on 3-D Analysis of Scoliosis Deformities, IOS Press, Technology and Informatics, 15, 1-7-112

DE SMET, A.A., TARLTON, M.A., COOK, L.T., FRITZ, S.L., DWYER, S.J., 1980, "A radiographic method for three-dimensional analysis of spinal configuration", Radiology, 137: 343-348.

DUBOUSSET, J., 1990, "Apport de la modélisation bi et tridimensionnelle dans le traitement des pathologies vertébrales", Proceedings XVème congrès de biomécanique, Cluny, France.

DURDLE, N.G., RASO, V.J., HILL, D.L., MOREAU, M., JIANG, H., 1992, "A system for continuous monitoring of forces exerted by the braces used in the treatment of scoliosis", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 381-385.

EL OUASSINI, A., 2002, "Programmation d'une application de type bloc note pour la visualisation et la manipulation d'une image 3D du tronc d'un patient", École Polytechnique de Montréal, Département de Génie Informatique, 83 pages.

EMANS, J.B., KAELIN, A., BANCEL, P., HALL, J.E., MILLER, M.E., 1985, "The Boston bracing system for idiopathic scoliosis. Follow-up results in 295 patients".

FILION, D., 2002, "Optimisation de la recherche du plus court chemin entre deux points dans une application de visualisation d'une image 3D du tronc d'un patient", École Polytechnique de Montréal, Projet de fin d'étude, Département de Génie Informatique, 42 pages.

FOFI, D., MOUADDIB, E., 1999, "La vision en lumière structurée appliquée à la navigation d'un robot mobile", Réunion du Groupe de Travail GT 3.2 Couleur, Paris.

GARIN, C., 1997, "Etude comparative de la confection d'une orthèse du tronc par moulage plâtré traditionnel et conception assistée par ordinateur a propos de vingt cinq adolescents traitées pour déformation rachidienne (cyphose et lordose)", Communication de la SOFCOT, Bordeaux.

GAUVIN, C, 1996, "Reconstruction et modélisation tridimensionnelles personnalisées du bassin humain", Mémoire de M.Sc.A., École Polytechnique, 150 pages.

GIGNAC, D., AUBIN, C.-É., DANSEREAU, J., POULIN, F., LABELLE, H., 1998, "Étude biomécanique de nouveaux concepts de traitement orthotique pour la correction 3D de la scoliose", Annales de Chirurgie, 52 (8): 795-800.

GRAF, H., 1983, "Approche tridimensionnelle des déformations rachidiennes; application à l'étude du pronostic des scolioses infantiles", Rev. Chir. Ortho., tome 69, 407-416.

HALL, J.H., MILLER, M.E., SHUMANN, W., STANISH, W., 1975, "A refined concept in the orthotic management of scoliosis", Orthot Prosthet 29: 7.

HECQUET, J., LEGAYE, J., SANTIN, J.-J., 1992, "Logiciel « Rachis 91TM »", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 26-33.

HIBBS, R.A., RISSER, J.C., FERGUSON, A.B., 1931, "Scoliosis treated by fusion operation: end-result study of 360 cases". J Bone Joint Surg 13: 91-104.

HIERHOLZER, E., DRERUP, B., 1992, "Which requirements must be met in order to replace radiography by surface topography?", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 131-138.

HOUGHTON, G.R., MCINERNEY, A., TEW, A., 1987, "Brace compliance in adolescent idiopathic scoliosis", J Bone Joint Surg 69B: 852.

HU, G., STOCKMAN, G., 1989, "3-D surface solution using structured light and constraint propagation", IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 11 (4): 390-402.

INSPECK, 2002, "InSpeck FAPS 5.0 Fringe Acquisition and Processing Software Version 5.0 User's Guide", Inspeck Inc, 104 pages.

JIANG, H., RASO, V.J., HILL, D.L., DURDLE, N.G., MOREAU, M., 1992, "Interface pressures in the Boston brace treatment for scoliosis. A preliminary study", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 395-399.

KANAI, T., SUZUKI, H., 2001, "Approximate shortest path on a polyhedral surface and its applications", Computer Aided Design, 33 (11): 801-811.

KANE, W., 1977, "Scoliosis Prevalence: A call for a statement of Terms", *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 126: 43-46.

KANG, T.J., KIM, S.M., 2000, "Development of three-dimensional apparel CAD system. Part II: prediction of garment drape shape", *International Journal of clothing Science and Technology*, 12 (1): 39-49.

KATZ, D.E., RICHARDS, S., BROWNE, R.H., HERRING, J.A., 1997, "A comparison between the Boston brace and the Charleston brace in Adolescent Idiopathic Scoliosis", *Spine*, 22 (12): 1302-1312.

KEIM, H.A., 1979, "Scoliosis", *Clinical Symposia* 31:2.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., 1990, "Spine : State of the Art Reviews 4", pages 239-249.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C., POITRAS, B., 1992, "Étude 3-D de l'effet immédiat du corset de Boston sur la colonne lombaire scoliotique", *Ann Chir*, 46 (9): 814-820.

LABELLE, H., DANSEREAU, J., BELLEFLEUR, C., POITRAS, B., 1992, "Three-dimensional effect of the Boston brace on the thoracic spine and rib cage", *Spine*, 21: 59-64.

LAROCHE, D., THIBEAULT, G., MARTINEZ, P., BERNARD, J.-F., BUR, D., COURTOIS, B., 1997, "Reconstruction tridimensionnelle du sanctuaire d'Athéna", *Tirée de Zim*, pages 286-295.

LONSTEIN, J.E., BJOKLAND, S., WANNINGER, M.M., NELSON, R.P., 1982, "Voluntary school screening for scoliosis in Minnesota", J.Bone Joint Surg. 64(A): 481-488.

LONSTEIN, J.E., BRADFORD, D.S., WINTER, R.B., OGLIVE, J.W., 1995, "Moe's textbook of scoliosis and other spinal deformities", 3rd ed., W.B. Saunders Compagny, Philadelphia, USA, 685p.

LOU, E., DURDLE, N.G., RASO, V.J., HILL., D.L., 1999, "A load compliance monitor system for the treatment of scoliosis", Proceedings of the IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering, Edmonton, page 1501-1505.

LOU, E., DURDLE, N.G., RASO, V.J., HILL., D.L., 1994, "A system for measuring pressures exerted by braces in the treatment of scoliosis", IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 43 (4): 661-664.

LOU, E., RASO, V.J., DURDLE, N.G., HILL., D.L., 1998, "An electronically integrated load cell", IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 47 (2): 551-553.

MARIEB, E.N., LAURENDEAU, G., 1993, "Anatomie et physiologie humaines", Édition du renouveau pédagogique, Montréal, 1078 pages.

MARKETOS, S.G., SKIADAS, P.S., 1999, "Hippocrates: The father of spine surgery", Spine, 24 (13): 1381-1387.

MARZAN, G.T., 1976, "Rational design for close-range photogrammetry", Ph.D. thesis, Departement of Civil Engineering, University of Illinois at Urban-Champaign, USA.

MATSUMOTO, T., KITAHARA, H., MINAMI, S., TAKAHASHI, K., YAMAGATA, M., NAKATA, Y., MIMURA, M., MORIYA, H., TAMAKI, T., 1992, "Three-dimensional biomechanical analysis of scoliotic curvature", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 408-415.

MAURER, C.R., FITZPATRICK, J.M., 1993, "A review of medical image registration", Vanderbilt University, Nashville, Tennessee.

MAUROY, J.C., 2000, "<http://jeanclaude.demauroy.free.fr/appareillage2.pdf>", Service de Médecine Orthopédique, Clinique du Parc LYON.

MEROLLI, A., 1992, "Surface topography should replace radiography in the evaluation of scoliotic deformities", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 176-177.

MEROLLI, A., LEALI, P.T., AULISA, L., 1992, "Surface topography in the evaluation of spinal deformity: its role in comparison with standard radiography", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 449-455.

MONTGOMERY, F., WILLNER, S., APPLGREN, G., 1990, "Long-term follow-up of patients with adolescent idiopathic scoliosis treated conservatively: An analysis of the clinical value of progression", J Pediatr Orthop, 10: 48-52.

NACHEMSON, A.L., PETERSON, L.E., 1995, "Effectiveness of treatment with a brace in girls who have adolescent idiopathic scoliosis", J.Bone Joint Surg. 77 (A): 815-822.

NASH, C.L., MOE, J.H., 1969, "A study of vertebral rotation", J.Bone Joint Surg., 51A (2): 223-228.

NEIS, C., 2002, "Modélisation de la colonne vertébrale à l'aide de techniques de recalage utilisant des images vidéo peropératoire : Étude de faisabilité", Mémoire de maîtrise, département génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, 119 pages.

OGILVIE, J., 1994, "Spinal orthotics. An overview.", In: Weinstein, S.L., ed. The pediatric spine: principles and practice. Raven Press Ltd, pages 1787-1793.

ORTEN, 1992, "www.orten.com".

PANAGITIS, K., CHRISTOS, K., GRIGORIS, P., PANAYOTIS, S., 2000, "Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis", Spine 25 (16): 2064-2071.

PAZOS, V., 2002, "Développement d'un système de reconstruction 3D et d'analyse de la surface externe du tronc humain", Mémoire de maîtrise, département de génie mécanique, École Polytechnique de Montréal, 145 pages.

PAZOS, V., Cheriet, F., Labelle, H., Dansereau, J., 2002, "3D reconstruction and analysis of the whole trunk surface for a non-invasive follow-up of scoliosis deformities", International Research Society of Spinal Deformities, page 71.

PIEGL, L.A., Tiller, W., 2000, "Surface approximation to scanned data", The visual computer, 16, pages 386-395.

PHYSICAL SUPPORT SYSTEMS, 1985, "Boston brace course outline", Dale E. Rowe, Document à l'intention des orthésistes.

PONCET, P., DELORME, S., DUDLEY, R., RONSKY, J.L., DANSEREAU, J., HARDER, J., DEWAR, R.D., LABELLE, H., GU, P.H., ZERNICKE, R.F., 1999, "3D reconstruction of the external and internal geometries of the trunk using laser and stereo-radiographic imaging techniques", Research into Spinal Deformities 2, I.A.F. Stokes, IOS Press, pages 21-24.

POPE, M.H., STOKES, I.A.F., MORELAND, M., 1984, "The biomechanics of scoliosis", Critical Reviews in Biomedical Engineering, 11 (3): 157-188.

PRICE, C.T., SCOTT, D.S., REED, F.E., RIDDICK, M.F., 1990, "Nighttime bracing for adolescent idiopathic scoliosis with the Charleston bending brace. A preliminary report", Spine, 15 (12): 1294-1299.

RASCHKE, S.U., BANNON, M.A., SAUNDERS, C.G., MEGUINESS, W.J., 1990, "CAD-CAM applications for spinal orthotics. Preliminary investigation", JPO, 2 (2): 115-118.

ROUSSEL, D., 1999, "Reconstruction de courbes et de surfaces 3d en stereo-acquisition", Thèse de Doctorat, LIMSI, Paris.

ROWE, D.E., 1998, "Bracing Manual", Boston, SRS.

ROWE, D.E., BERNSTEIN, S.M., RIDDICK, M.F., ALDER, F., EMANS, J.B., GARDNER, B.D., 1997, "A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis", J Bone Joint Surg Am, 79 (5): 664-674.

SCHOMMER, N., 2002, "Stopping Scoliosis. The whole family guide to diagnosis and treatment", Penguin Putnam, New York, 194 pages.

SHANDS, A.R., EISBERG, M.B., 1955, "The incidence of scoliosis in the state of Delaware. A study of 50,000 minifilms of the chest", J. Bone Joint Surg. 37 (A): 1243.

SONG, L., LEMELIN, G., BEAUCHAMP, D., DELISLE, S., JACQUES, D., HALL, E, 2001, "3D measuring and modeling using digitized data acquired with color optical 3D digitized and related applications", Proceeding of the 12th Symposium on 3D technology, Yokohama, Japan, pages 59-77.

SUBSOL, G., 1995, "Construction automatique d'atlas anatomiques morphométriques à partir d'images médicales tridimensionnelles", Thèse de Doctorat, L'École Centrale de Paris.

SUZUKI, N., INAMI, K., ONO, T., KOHNO, K., ASHER, M.A., 1999, "Analysis of posterior trunk symmetry index (POTSI) in scoliosis. Part 1", Research into Spinal Deformities 2, Édition I.A.F. Stokes, IOS Press, pages 81-84.

SWOKOWSKI, 1995, "Analyse", 5^e édition, De Boeck-Wesmael, 1160 pages.

TOSCANI, G., 1987, "Système de calibration et perception du mouvement en vision artificielle", Thèse de doctorat, Université Paris-Sud, Orsay.

VISTAMEDICAL, 2000, "Force Sensitive Application", User Manual, 4th edition, Winnipeg.

WATTS, H.G., HALL, J.E., STANISH, W.M., 1977, "The Boston brace system for the treatment of low thoracic and lumbar scoliosis by the use of a girdle without superstructure", Clin orthop, 126: 87-92.

WEINSTEIN, S.L., 1989, "Adolescent idiopathic scoliosis: prevalence, natural history, treatment indications", The University of Iowa, Iowa, pp.14-18.5.

WEINSTEIN, S.L., 1984, "Idiopathic scoliosis: Natural history of curve progression", Proceedings of the Scoliosis Research Society, pages 71-78.

WEISS, H.R., BETTANY, J, 1992, "The effectiveness of a three-dimensional exercise regime in the treatment of idiopathic scoliosis", International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities, Édition de l'École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag, Montréal, pp. 332-339.

WEISZ, I., JEFFERSON, R.J., CARR, A.J., TURNER-SMITH, A.R., MCINERNEY, A., HOUGHTON, G.R., 1989, "Back shape in brace treatment of idiopathic scoliosis", Clinical Orthopaedics and Related Research, 240: 157-163.

WELLS, W., VIOLA, P., ATSUMI, H., NAKAJIMA, S., KIKINIS, R., 1996, "Mutli-modal volume registration by maximization of mutual information", Computer Based Learning Unit, University of Leeds.

WHITE, A.A., PANJABI, M.M., 1978, "Clinical Biomechanics of the Spine", J.B. Lippincott Co., Philadelphia, 735 pages.

WONG, M.S., 2000, "Early intervention in non-operative management of adolescent idiopathic scoliosis", Thèse de Doctorat, The Hong Kong Polytechnic University, 186 pages.

WOLF, P. R., 1983, "Appendix A: Random errors and least squares adjustment. Appendix B: Coordinate transformations". Elements of Photogrammetry. McGraw-Hill, 628 pages.

WYNARSKY, G.T., SCHULTZ, A.B., 1989, "Trunk muscle activities in braced scoliosis patients", *Spine* 14 (12): 1283-6.

ZABJEK, K., BUSSIERE, M., COILLARD, C., RIVARD, C.-H., PRINCE, F., 2002, "Contrôle postural chez les enfants normaux et scoliotiques", XVIIe Congrès Annuel de la recherche des étudiants gradués et post-gradués, Hôpital Sainte-Justine, p. 49.

ANNEXE A

Mathématique de la résolution des problèmes de recalage

Le recalage point à point a 7 inconnues. La connaissance de 3 pairs de points est donc nécessaire pour résoudre l'équation de base :

$$AX = L + V$$

où la matrice A contient les coefficients de l'équation, la matrice X contient les données inconnues (3 données de rotations, 3 données de translation et une donnée d'échelle), la matrice L contient des constantes (les points sélectionnés) et la matrice V est le facteur résiduel. C'est cette matrice que l'on cherche à minimiser au fil des itérations pour obtenir le meilleur résultat. En fait, l'équation de base contient les 9 équations suivantes :

$$\begin{aligned} a_{11}ds + a_{12}d\omega + a_{13}d\phi + a_{14}d\kappa + a_{15}dT_x + a_{16}dT_y + a_{17}dT_z &= [X_p - (X_p)_o] + v_{X_p} \\ a_{21}ds + a_{22}d\omega + a_{23}d\phi + a_{24}d\kappa + a_{25}dT_x + a_{26}dT_y + a_{27}dT_z &= [Y_p - (Y_p)_o] + v_{Y_p} \\ a_{31}ds + a_{32}d\omega + a_{33}d\phi + a_{34}d\kappa + a_{35}dT_x + a_{36}dT_y + a_{37}dT_z &= [Z_p - (Z_p)_o] + v_{Z_p} \\ \dots \end{aligned}$$

Les 3 premières équations sont solutionnées à partir de la première paire de point à apparier (point P et P₀). Les 6 autres équations sont identiques aux 3 premières mais elles s'appliquent au pair de point Q, Q₀ et R, R₀. Voici la description des 7 inconnus :

ds : facteur d'échelle

$d\omega$: Rotation dans le plan YZ

$d\phi$: Rotation dans le plan XZ

$d\kappa$: Rotation dans le plan XY

T_X : Translation selon l'axe des X

T_Y : Translation selon l'axe des Y

T_Z : Translation selon l'axe des Z

Pour le recalage point surface développé par Othmane (2002), la distance quadratique à minimiser est exprimée par l'équation suivante :

$$\text{Min}(d(I,E)) = \text{Min}\left((x_i - x_e)^2 + (y_i - y_e)^2 + (z_i - z_e)^2\right)^{1/2}$$

où I correspond au point (x, y, z) appartenant à la géométrie interne et E au point (x, y, z) appartenant à la géométrie externe. Ainsi, la rotation R et la translation T est minimisée entre chaque itération. La translation est évaluée par 3 équations suivantes :

$$\begin{aligned} T_X &= X_G - (a_1 * X'_G) - (a_4 * Y'_G) - (a_7 * Z'_G) \\ T_Y &= Y_G - (a_2 * X'_G) - (a_5 * Y'_G) - (a_8 * Z'_G) \\ T_Z &= Z_G - (a_3 * X'_G) - (a_6 * Y'_G) - (a_9 * Z'_G) \end{aligned}$$

où : • T_X , T_Y et T_Z , détermine la matrice de translation

- X_G , Y_G et Z_G représentent la coordonnées 3D du barycentre du nuage de point composé des positions 3D des croix visibles sur la géométrie interne du patient reconstruit en 3D
- X'_G , Y'_G et Z'_G représentent la coordonnée 3D du barycentre du nuage de point composé de la position 3D des barycentres des surfaces visibles sur la géométrie externe du patient reconstruit en 3D
- Les paramètres a_1 , a_2 , a_3 , a_4 , a_5 , a_6 , a_7 , a_8 et a_9 correspondent respectivement aux valeurs de la matrice de rotation en 3D qui est la suivante :

$$\begin{vmatrix} a_1 & a_2 & a_3 \\ a_4 & a_5 & a_6 \\ a_7 & a_8 & a_9 \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} \cos\beta\cos\gamma & \cos\beta\sin\gamma & \sin\beta \\ \sin\alpha\sin\beta\cos\gamma + \cos\alpha\sin\gamma & \sin\alpha\sin\beta\sin\gamma + \cos\alpha\cos\beta\cos\gamma & -\sin\alpha \\ -\cos\alpha\sin\beta\cos\gamma + \sin\alpha\sin\gamma & \cos\alpha\sin\beta\sin\gamma + \sin\alpha\cos\gamma & \cos\alpha\cos\gamma \end{vmatrix}$$

où α , β et γ sont respectivement les angles de rotation selon les axes x, y et z. L'algorithme calcule alors durant chaque itération la matrice de rotation 3D et puis les translations à partir des équations montrées plus haut (T_X , T_Y et T_Z).

ANNEXE B

Article soumis à la revue CMIG (Computerized Medical Imaging Graphics)

A 3D VISUALIZATION TOOL FOR THE DESIGN AND CUSTOMIZATION OF SPINAL BRACES

D. Fortin^{1,2}, F. Cheriet^{1,2}, M. Beauséjour¹, J. Joncas¹, H. Labelle¹

(1) Research Center of Sainte-Justine Hospital, 3175, Côte-Sainte-Catherine,
Montreal (Québec), H3T 1C5.

(2) École Polytechnique de Montréal, P.O. Box 6079, Succursale Centre-ville, Montréal (Québec), H3C 3A7.

E-mail: impala07@hotmail.com, farida.cheriet@polymtl.ca,
beausejour@justine.umontreal.ca, joncas@justine.umontreal.ca,
hubert@justine.umontreal.ca

Telephone: (514) 340-4711 #4277
Fax: (514) 340-3240

A 3D VISUALIZATION TOOL FOR THE DESIGN AND CUSTOMIZATION OF SPINAL BRACES

D. Fortin^{1,2}, F. Cheriet^{1,2}, M. Beauséjour¹, J. Joncas¹, H. Labelle¹

(1) Research Center of Sainte-Justine Hospital, Montreal, Canada, (2) École

Polytechnique de Montréal

Abstract

In this study, a new tool was developed to allow a personalized design and adjustment of spinal braces. First, a technique for the 3D reconstruction of the bone structures of a patient's trunk from biplanar X-ray images was used. Second, the external 3D trunk surface was reconstructed using a 3D active vision system. Finally, both geometries were registered into the same reference system using a least square method. A graphic interface allows the visualization of these superimposed geometries in order to assist clinicians in the selection of pressure areas on the trunk surface for proper positioning of correcting pads inside the brace. After brace fabrication, the graphic interface also offers the possibility to view the actual 3D pressure distribution at the trunk-brace interface in order to customize brace adjustment and validate brace design in relation to the treatment plan. An evaluation procedure performed on an x-ray dummy as well as on 2 patients showed that the accuracy of the proposed tool is adequate for clinical applications.

Keywords: 3D Reconstruction, X-ray Images, Active Vision System, Surface Topography, Registration, Pressure mat, Boston Brace System, Scoliosis.

1. Introduction

Adolescent idiopathic scoliosis (AIS), the most common type of scoliosis (1), is a musculo-skeletal disease that induces a three-dimensional deformity of the trunk (2). This disorder usually appears during adolescent growth and progresses until skeletal maturity (3, 4). Its etiology remains unknown and its prevalence ranges from 2 to 3 % (3, 4, 5). According to Weinstein, ten percent of adolescents diagnosed with AIS require medical intervention (6).

Bracing is the most common non-operative treatment to prevent progression or even reduce spinal scoliosis curvatures (7). Many bracing systems exist but the Boston Brace System is one of the most widely used thoracolumbosacral orthosis (TLSO) in North America (8, 9). Introduced in 1971 by J.E Hall and M.E Miller (8), the basic concept design evolved into the actual Boston Brace System (9) (see figure 1). The rigid girdle is made from polystyrene and is tightened around the trunk with two straps closing the posterior opening. Foam pads, inserted inside the brace at the apex of curvatures, perform the biomechanical action of the brace on the patient, using a 3 or 4 pressure points principle.

Fig.1.

The patient usually has to wear his brace 18 to 20 hours a day until skeletal maturity. Thus, bracing treatment is long, expensive and may produce unwanted physical and psychological consequences (10). In order to prescribe an adequate bracing system for

scoliotic patients, many techniques have been suggested to personalize its design and its adjustment. Figure 2 shows the evolution of the techniques developed for brace design.

Fig.2.

According to the traditional method, the design process begins with the acquisition of a postero-anterior radiograph from which the orthotist makes a blueprint. The brace can be built from prefabricated standardized symmetrical modules chosen on the basis of the patient's physical dimensions or using a plaster cast of the patient's trunk (see figure 3). In the last case, a sheet of polystyrene is heated and deformed on the plaster trunk. At Sainte-Justine Hospital, the clinical team uses a bracing approach very similar to the Boston Brace System and usually relies on the use of plaster cast for better customization of the brace. Finally, the orthotist completes the brace by adding pads inside according to his treatment plan written on the blueprint (8).

The main drawback of the standard procedure is that the design process is based only on the 2D image of a complex 3D deformity (21-23). Therefore, this method is dependant on the experience of the orthotist and on his capacity to transpose the correction mechanisms from a 2D design to a treatment in 3D.

Fig. 3.

In the early 80's, Perdriolle, Graf and Dubousset emphasized the importance of a 3D evaluation of AIS (21-23) and it was assumed that a 3D visualization of the trunk bone structures could improve the brace treatment.

Several techniques have been developed for the 3D reconstruction of the spine and rib cage from biplanar radiographs (11-15). A stereo-radiographic method has been developed and used at Sainte-Justine Hospital over the past decade in order to reconstruct 3D spines, as summarized in section 2.1(12).

At the beginning of the 90's, optical techniques were introduced to acquire the external geometry of the trunk in order to provide a non-invasive approach for the evaluation of scoliosis deformities [18]. Optical techniques are generally based on spatial triangulation combined with passive or active vision systems. Passive vision systems allow the 3D reconstruction of the scene from multiple images obtained from different points of view. Belmajdoub used this kind of method to design a bracing system from the 3D reconstruction of the trunk surface (16).

On the other hand, active vision systems have the advantage to avoid the complexity of the extraction and matching processes of features on a pair of images. Jaremko et al. (17) (Laser light) and Garin et al. (18-20) (visible light) used active vision systems to reconstruct the surface of the trunk. Acquisition with laser light is very accurate but is long since the sources illuminate only one slice of the scene at a time. Hence, the complete models need a translation of the source. On the other hand, acquisition with visible light is fast (~1s) but can be less accurate. These processes have proven useful to bypass the unpleasant, long and expensive plaster cast operation.

After its fabrication, the brace is generally adjusted on the patient to verify the quality of the obtained correction. Clinicians are unable to visualize the biomechanical action of the brace since the areas of pressure application by the brace are not visible when the patient wears the brace. Therefore, only the immediate geometrical correction can be documented by radiographic evaluation. Researchers have suggested evaluating the action of the brace by characterizing the pressure distribution at the trunk-brace interface using pressure sensors (see figure 4).

Fig. 4.

However, clinicians have to mentally visualize the values on the 3D surface of the trunk since most of the developed techniques display the values in 2D. Furthermore, the number of sensors employed is very limited and do not cover the entire trunk of the patient. Moreover, mechanical, pneumatic and electro hydraulic sensors are thick, which may cause some modifications in the measured pressure values.

Cote et al. and later Petit et al. used another type of sensors (25, 26). A set of 192 thin polymeric force sensing resistor was mounted on a flexible mat, which covers the entire trunk of the patient (27). The reading of the pressure is dynamic and a graphic interface was developed to display these values around the 3D reconstruction of the bone structures of the patient. This can be achieved by the reconstruction of the sensors connecting wires obtained from a radiographic acquisition of the patient wearing his

brace and the mat. This procedure is innovative but requires half a day of computer treatment and manual processing by a technician and the radiopaque wires of the mat could alter the quality of the x-ray images by masking some anatomical landmarks. Furthermore, the shape of the mat does not follow the exact shape of the patient's trunk.

Despite all these research efforts, most brace designs for routine clinical use are still achieved using a postero-anterior radiograph, thus relying on a projection of the spine in a 2D plane. Furthermore, the adjustment of the brace on the patient is finalized with another set of radiographs to evaluate the immediate correction. Therefore, the objective of this study was to develop and validate a visualization software tool to help clinicians into the design, fabrication and adjustment of spinal braces in 3D.

2. Material and Methods

The proposed study includes the description of an original protocol and the techniques used for the design and the adjustment tool. The protocol is divided into three chronological steps: a) a first visit of the patient at the scoliosis clinic, b) the fabrication of the brace and c) a second appointment of the patient (see figure 5). The two visits are separated by about one month. As a feasibility study, the protocol was tested with two scoliotic subjects after being validated on an X-ray dummy.

Fig. 5.

2.1. Design of the brace

The first visit consists in the acquisition of the external and internal geometries of the trunk in order to build a complete 3D model. First, the pressure mat (PM) is adjusted around the trunk. Then, the PM is held by two shoulder straps marked with graduations and is closed at the back with two Velcro fasteners. Twelve radiopaque markers are placed on the trunk's skin in order to delimit the PM's contours. The PM is then removed and acquisition of the external geometry is performed.

Surface acquisition of trunk geometry is achieved using three 3D color digitizers (3D Capturor, Inspeck Inc., Montreal, Canada) (28). This device uses phase shifted Moiré projection, an interferometer measurement method, and an active optical triangulation technique to reconstruct 3D surface models (29). Each digitizer contains a structured light projector and a CCD camera connected to a computer (see figure 6A). For the acquisition, the subject is standing in erect position in the middle of the setting (see figure 6B). The projectors are alternatively turned on and project a structured light, e.g. a pattern of black and white narrow strips that is deformed by the trunk's external shape. The fringe pattern is shifted four times and the CCD camera captures each different image. The complete process requires around 4 to 6 seconds (30, 31).

Fig. 6.

Afterwards, X-ray images of the patient are acquired for the 3D reconstruction of the bone structures of the trunk (12). The standard views used to reconstruct the internal 3D geometry are a lateral and two postero-anterior (PA and PA-20°) radiographs obtained from a digital X-ray acquisition system, used routinely at Sainte-Justine hospital for the past decade. The PA-20° is obtained with the X-ray tube lifted up and angled down at 20° from the horizontal. A calibration procedure, using an object composed of two acrylic sheets with 55 embedded radio-opaque markers, allows to compute the parameters of the radiographic set-up. To reconstruct the spine, six anatomical landmarks per vertebra (centers of superior and inferior vertebral endplates and the tips of both pedicles) are identified and then matched manually by a trained technician. The reconstruction of the pelvis is obtained from 20 corresponding landmarks digitized on the PA and lateral views. To reconstruct the rib cage, the two PA views are considered and lines are drawn on the middle of each rib image for each view. Eleven arbitrary points are marked on each of the lines on the first view the corresponding points on the second view are then deducted from the epipolar constraint. The 3D reconstruction of each anatomical landmark is achieved by the DLT (Direct Linear Transform) algorithm (24).

During the month following the first visit, both the internal and the external data are processed. For the external geometry, each camera had acquired 4 images of different luminosity intensity using FAPS software (Fringes Acquisition and Processing Software). A set of equations modulated by fringe displacement and time is used to compute the

luminosity intensity for each pixel from the corresponding images. Then, when the phase value obtained from the set of equations is unwrapped and the triangulation process is computed, a polygonal surface is obtained in 3D for each view. A calibration procedure must be undertaken in order to establish spatial relation between the digitizers. Thus, using the calibration results, EM (Editing and Merging) software automatically registers the partial views together and merges them to create a single 3D model. Inside the junction zone of neighbouring views, the surface is interpolated from the curvature of each polygonal surface. Textures from the various images must also be merged and mapped onto the surface model.

Markers placed on the trunk's skin to delimit the mat contours can be detected on both geometries in order to be reconstructed. This allows the registration of the internal and external geometries, which means that they can be located in the same reference system using a point-to-point least squares algorithm performed on the 3D location of the markers (32).

Hence, the structural bone and the trunk surface of the subject can be loaded and displayed on the interface software in superposition. Using transparency, the orthotist can easily determine where pads are needed to correct the deformity. A notepad incorporated in the software allows the selection of regions for pads localization and pressure areas inside the brace. This treatment plan is then submitted to the orthopaedist and once approved; it can be used to build the brace.

The validation of the design process was performed using a set of thirty-two markers placed on the external surface of an X-ray dummy. After the acquisition and 3D reconstruction of both geometries, the point-to-point registration was performed using the usual 12 markers. The accuracy of the procedure was evaluated from the positions of the seventeen remaining visible markers (testing set). Finally, a feasibility test has been conducted in the same way on two right thoracic and left lumbar scoliotic patients as a preliminary evaluation of the registration procedure and the execution of the protocol in a clinical environment.

2.2 Adjustment of the brace

In this step, the pressure values were displayed in real time around the trunk surface of a patient. A new mat (Verg Inc., Winnipeg, Canada) with more flexible, lighter, and robust sensors was used. In addition, the new shape of the mat better fits the trunk of young adolescents.

The second goal of the software is to assist the orthotist in the proper adjustment of the spinal brace on the subject at the second visit in clinics for brace delivery. In this part of the protocol, the brace is adjusted by the orthotist with the help of the PM. The PM is first wrapped around the trunk, the shoulders straps being adjusted in the same way as in the first visit using the graduations. Then, the brace is placed over the PM and brace straps

are tightened as prescribed. The hypothesis of treatment, or the treatment plan, based on selective pressure points can now be tested. Pressures data recorded using the PM can be displayed dynamically on a 3D geometrical model of the PM shown on the computer screen. Hence, using the graphic interface, the orthotist can evaluate the action of the brace on the trunk deformity without having to acquire another set of radiographs. The clinicians can thus decide whether or not the brace design should be preserved.

The evaluation of the brace pressure in 3D can be performed since during the month between the 2 visits in clinics, a model of the PM geometry is computed based on the trunk external geometry and a priori 2D model of the pressure mat. The 2D position of each sensor has been previously digitized with an Optotrack (33) measurement device with the PM laid down on a table (figure 1.7a). Each row of sensors is quasi-linear, so it forms a plane when the PM is adjusted around the trunk (figure 1.7b). On the reconstructed external geometry, the 3 superior markers are used to form the equation of the superior limit plane and the 3 inferior markers form the equation of the inferior limit plane. Since the distance between all flattened lines of sensors is known from the a priori model, the equation of the in-between sensor planes can be deducted from the limit planes defined according to the contour markers (figure 1.7a and b).

Even if the external model is composed of approximately 40 000 points, only few points satisfy the equation for each plane. Therefore, a small tolerance (2mm) over and under each plane is considered to intercept a larger amount of points. Since very small height

differences are seen on the selected plane, all points are repositioned directly on the plane. Then, positions of piezoelectric sensors on each contour are easily calculated by spline interpolation because their locations are known on each flattened line (figure 1.7a and c) from the a priori 2D model. This process is repeated for all planes.

Fig. 7.

A cylindrical coordinate system was used to facilitate and accelerate data processing [35]. About 20 seconds were needed to compute the geometry of the PM on a Pentium III at 551 MHz with 256 Megs of static random access memory (RAM).

The validation protocol was divided into 2 parts and performed on 2 healthy subjects. The first part evaluates the location of 24 (over the 192) uniformly distributed sensors in order to cover the entire mat surface. The differences between the mat model obtained from the 12 contour points as well as the patient external shape, and a mat model reconstructed directly using the 3D capturer were evaluated. The second part evaluates the differences in repositioning the PM on the trunk with the shoulder straps and graduation system. For these validation tests, the PM was repositioned on the trunk of two healthy subjects of different morphology (1 tall male: seven trials, 1 tiny female: five trials) and the differences in the 12 contour markers location were evaluated in each trial from the reconstructed 3D models.

3. Results

The registration of the internal and the external 3D geometries of a X-ray dummy is presented in figure 8. The accuracy of the internal geometry is known to be of 2.1 ± 1.5 mm [15, 17] as assessed by comparing the 3D reconstructions of the internal geometry with precise measurements made with a coordinate measuring machine on 17 thoracic and lumbar vertebrae extracted from a normal cadaveric spine specimen (34). On the other hand, the accuracy of the reconstructed external geometry is known from previous studies to be of 1.2 ± 1.0 mm (30, 31), as determined by the differences in coordinates of thirty markers placed on a dummy and scanned with the digitizers compared to their 3D positions obtained from a coordinate measuring machine. Results of this study show that accuracy of the point-to-point registration of both geometries is 2.4 ± 1.3 mm. As mentioned previously, the acquisition, reconstruction and merging of both geometries were also accomplished with 2 patients as a feasibility study for clinical application. In this case, the differences between the markers of the testing set were about 7.2 ± 8.2 mm.



Fig. 8.

Figure 9 shows an example of the pressure areas selected by the clinicians with the notepad in accordance with the pressure points theory of the Boston Brace System.



Fig. 9.

Figure 10 presents an example of the pressure values displayed on the external geometry of the dummy and demonstrates coherent 3D representation of the trunk-brace interface pressure distribution. The first validation part shows that sensors are displayed at every 10.0 ± 5.0 mm in the software compared with direct reconstruction. On average, the pressure mat was generally repositioned at 10.3 ± 4.6 mm on the taller subject and at 10.2 ± 4.5 mm for the other one showing great repeatability in PM repositioning for this part of the protocol.

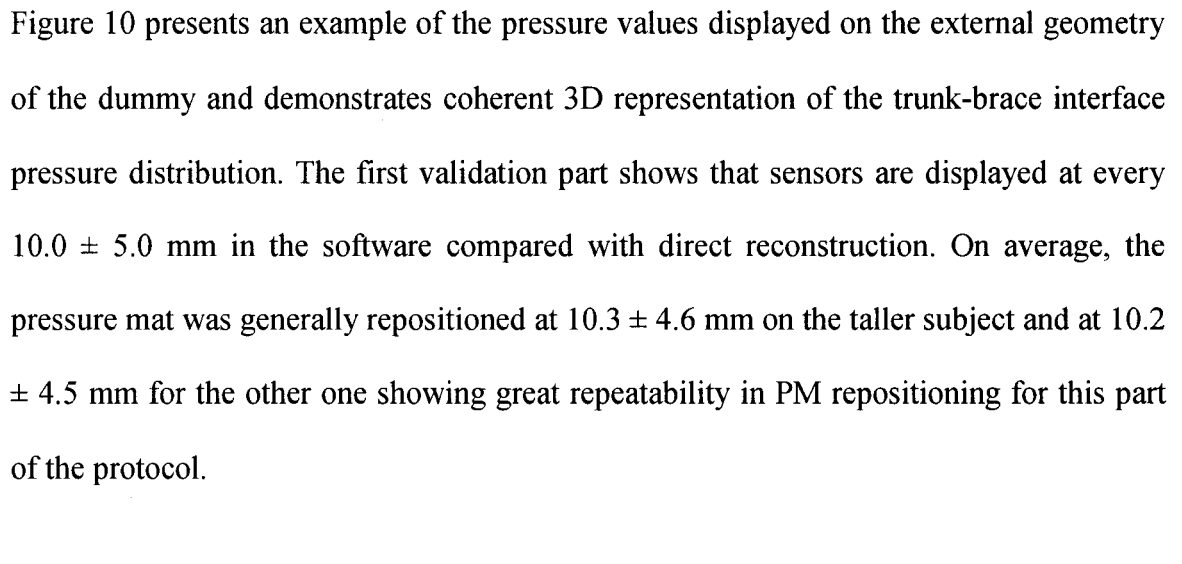


Fig. 10.

4 Discussion

When compared to the standard TLSO brace making method, the proposed tool is innovative in many aspects and has the potential to help clinicians improve the design and adjustment of all types of spinal braces.

The first part of the graphic interface was developed to personalize the spinal brace design. This part is very important because the brace is fabricated from the blueprint for the specific needs of one patient. When compared to the traditional method of brace design, the proposed method has the following advantages. Firstly, the 3D reconstruction of the bone structures facilitates the visualization of the 3D spine deformation (34, 35).

This is of primary importance being aware of the complex 3D deformation involving lateral deviation of the spine, vertebral rotation, modification of the sagittal profile and global geometrical torsion.

Secondly, the 3D reconstruction of the trunk surface, acquired with 3D color digitizers, allows to take into account the detailed patient morphology (decompensation, shoulders inequality, waistline and pelvis asymmetry...) and moreover could avoid the long, messy and expensive method of plaster impression. The optical devices used, as compared to a laser technique, are faster, which can reduce artifacts from patient's movement, and provides color, which allows texture matching for easier views registration.

Thirdly, the possibility to display both geometries in a superimposed mode on the graphic interface allows appropriate and improved evaluation of the whole 3D trunk deformity of the patient. In fact, it provides for the first time a 3D simultaneous and synchronized visualization of both internal (spine, pelvis and rib cage) and external (entire trunk) geometries of the patient, as compared to the traditional method where only the (2D) postero-anterior radiographic image of the spine, rib cage and pelvis is available as blueprint to design the brace. This is primordial since it has been well demonstrated that the Boston Brace System does not adequately correct the 3D scoliotic deformity with the traditional method (36) and that 3D curve correction can be achieved in biomechanical modeling by a more proper localization of pressure areas over the trunk structures (37-38).

The registration procedure was validated with an X-ray dummy and gave good results. However, larger errors were found when this approach was applied on patient geometries. This situation may be caused by the small differences in posture adopted by the patients during acquisition of external versus internal geometries. The registration operation showed that the spinal structures were slightly offset inside its associated external geometry even if precautions were taken to help the patient to keep the same posture for both acquisitions.

Fourthly, the development of an electronic notepad enables the orthotist and the orthopaedist to easily discuss and get consensus about the treatment plan following iterative changes (size, shape and localization of prescribed pressure areas) made on the “3D blueprint” according to the specific 3D geometries of a patient. Therefore, better interaction and discussion between the orthotist and the treating clinician should reduce the rate of inadequately located pressure areas as well as ill-fitted pads.

Finally, when the method is broken-in, a phase of CAD-CAM (Computer Aided Design And Manufacturing) can be considered to take advantage of the complete information contained in the 3D blueprint.

The second part of the graphic interface was developed to facilitate the spinal brace adjustment. This step is very important because improper pressure distribution can cause

negative effects of bracing, especially in relation to the impact of the coupling mechanisms between the scoliotic spine and rib cage in the transmission of corrective movements into the brace (39, 40). When compared to the traditional method of brace adjustment, the proposed method has the following advantages. First, a PM containing 192 fine piezoelectric sensors and covering all the trunk of the patient is used to evaluate where pressure is generated at the trunk-brace interface. Pressure values given by the PM are displayed in 3D around the geometries of the patient in the visualization interface, which is of great addition to orthotist experience. This approach is well adapted to clinical practice because the concept of correcting pressures is similar to the theory of the 3 or 4 pressure points of the Boston Brace System and is coherent with the manual approach of correction used by the orthopaedist during patient evaluation and by the orthotist during the moulding of the plaster cast. However, since braces do not actively apply forces on the patient's trunk but rather constrain the trunk into a corrected posture, it is important that the patient stays in a relaxed posture during brace evaluation and does not voluntarily avoid pressure points.

Results show that the pressure values displayed on the graphic interface could be affected by errors approximating 10.0 ± 5.0 mm. This error is high but reasonable in the context of this application since clinicians are trying to locate large pressure areas on the trunk. For example, commonly used thoracic and lumbar pads measured approximately (80 to 100) by (100 to 120) mm (9) and pressure areas over the apex of the thoracic and lumbar curves generally measured 7000 mm² (26). Moreover, clinicians are concerned about

localization of these pressure areas in relation to the main deformation characteristics (apex location, rib hump, lumbar hump, lordosis, etc.) and this relation is not significantly affected by such small errors. This relative lack of accuracy in the placement of pressure areas is far outweighed by the advantages of the computer tool in providing valuable clinical information.

Secondly, there is currently no clinical method to assess how a brace interacts with the underlying bone structures. One advantage of this new method comes from the fact that pressure zones are visible in 3D. These pressure areas could then be used to verify the loading pattern obtained from the actual brace configuration and, if necessary, modify the size, shape or location of the pressure pads. Furthermore, this acquisition reflects the treatment efficiency or the adequacy between the brace design and the treatment plan.

A clinical prospective and randomized study in subjects with AIS will soon be conducted to compare the correction obtained with the spinal brace when it is designed and adjusted with the help of this graphic interface versus the traditional method. Various important clinical indices like Cobb angles, axial rotation and orientation of the plane of maximum deformity will be compared in the 2 groups to assess software clinical validity (36).

5. Summary

The traditional method of brace design uses only the postero-anterior (2D) radiographic image of the spine, rib cage and pelvis as blueprint. However, a spinal brace is aimed at correcting or reducing a complex 3D deformation involving lateral deviation of the spine, vertebral rotation, modification of sagittal profile and global geometrical torsion. In this paper, a new tool is proposed to help clinicians improve the design and adjustment of spinal braces.

Concerning design and fabrication of spinal braces, the computer tool used to load and display the bone structures and the surface topography of a scoliotic trunk was tested and validated. Internal geometry is obtained from three X-rays and the external geometry is acquired with an optical device, i.e. a 3D color digitizer. Both geometries are then reconstructed in 3D and registered. The final models can be displayed on a graphic interface on which the orthotist can manually draw, with an electronic notepad, suitable pressure areas corresponding to the pressure pads to be added inside the spinal brace. Hence, before brace fabrication, the orthotist can effectively verify his plan of treatment with the orthopaedist.

The second part of the software enables the orthotist to dynamically adjust the spinal brace on a patient using a thin PM inserted between the patient and his brace. Pressure values measured by the PM are displayed in 3D and in real time on the graphic interface over the internal and external geometries of the patient. This allows the orthotist to easily view where pressure is generated on the patient, allowing immediate modification in the brace design if the actual pressure areas do not correspond to the treatment plan. This

interactive tool will now be tested with a clinical randomized study to verify its usefulness compared to the traditional method of brace fabrication.

Acknowledgment

This work was supported by The Canadian Institutes of Health Research (CIHR, Canada) and Fonds québécois de la recherche sur la nature et les technologies (NATEQ, Québec). Special thanks to Valérie Pazos, Claude Neis and Nathalie Bourassa.

References

1. Weinstein, S.L. Adolescent idiopathic scoliosis: prevalence, natural history, treatment indications. The University of Iowa, Iowa. 1989.
2. Panagitis, K.; Christos, K.; Grigoris, P.; Panayotis, S. Effects of thoracolumbosacral orthosis on spinal deformities, trunk asymmetry, and frontal lower rib cage in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 25(16): 2064-2071: 2000.
3. Lonstein, J.E.; Bjorklund, S.; Wanninger, M.H; Nelson, R. Voluntary School Screening for Scoliosis in Minnesota. *J Bone Joint Surg* 64: 481-488 : 1982.

4. Shands, A. R.; Eisberg, H. B. The Incidence of Scoliosis in the State of Delaware. A Study of 50,000 Minifilms of the Chest Made During a Survey for Tuberculosis. *J. Bone and Joint Surg.* 37-A:1243: 1955.
5. Kane, W. J. Scoliosis Prevalence: A Call for a Statement of Terms. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 126:43-46: 1977.
6. Weinstein, S.L. Idiopathic scoliosis: Natural history of curve progression. *Proceedings of the Scoliosis Research Society.* 71-78: 1984.
7. Ogilvie, J. Spinal orthotics. An overview. In: Weinstein SL, ed. *The pediatric spine: principles and practice.* Raven Press Ltd, 1994: 1787-1793.
8. Hall, J.H.; Miller, M.E.; Shumann, W.; Stanish, W. A refined concept in the orthotic management of scoliosis. *Orthot Prosthet.* 29: 6-19: 1975.
9. Watts, H.G.; Hall, J.E.; Stanish, W.M. The Boston brace system for the treatment of low thoracic and lumbar scoliosis by the use of a girdle without superstructure. *Clin Orthop* 126: 87-92, 1977.

10. Labelle, H.; Dansereau, J.; Bellefleur, C.; Poitras, B. Étude 3-D de l'effet immédiate du corset de Boston sur la colonne lombaire scoliotique. Journée de chirurgie. Université de Montréal, 1991.
11. De Smet, A.A.; Tarlton, M.A.; Cook, L.T.; Fritz, S.L.; Dwyer, S.J. A radiographic method for three-dimensional analysis of spinal configuration. *Radiology*. 137: 343-348, 1980.
12. Labelle, H.; Dansereau, J.; De Guise, J.; André, B.; Beauchamp, A. 3-D parametric reconstruction of the spine and rib cage from stereorediographics and imaging techniques. *Proceedings of the 7th International Congress on C-D Instrumentation*, Sauramps Medical, 1990, 15-19.
13. Hecquet, J.; Legaye, J.; Santin, J.-J. "Logiciel « Rachis 91TM »". In: *International Symposium on 3-D Scoliotic Deformities*, ed. École Polytechnique de Montréal & Gustav Fisher Verlag; 1992, 26-33.
14. De Giorgi, G.; Gentile, A.; Mantriota, G. Three-dimensional study of the spine : our ten year experience. In: *International symposium on 3-D scoliotic deformities*, ed. École Polytechnique de Montréal & Fisher Verlag; 1992, 71-80.
15. Matsumoto, T.; Kitahara, H.; Minami, S.; Takahashi, K.; Yamagata, M.; Nakata, Y.; Mimura, M.; Moriya, H.; Tamaki, T. Three-dimensional biomechanical analysis of

scoliosis curvature. In: International symposium on 3-D scoliotic deformities, ed. Éditions de l'École Polytechnique de Montréal, 1992 : 408-415.

16. Belmajdoub, F.; Abellard, P.; Duplaix, J.; Conil, J.I.; Delarque, A. Computer Aided Design of Scoliosis Braces Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE. 14(5) : 2068-2069: 1992.

17. Jaremko, J.L.; Poncet, P.; Ronsky, J.; Harder, J.; Harder, J.; Dansereau, J.; Labelle, H.; Zernicke, R.F. Estimation of spinal deformity in scoliosis from torso surface cross section. Spine 26(4) : 1583-1591 : 2001.

18. Garin, C. Étude comparative de la confection d'une orthèse du tronc par moulage plâtre traditionnel et conception assistée par ordinateur a propos de vingt cinq adolescents traitées pour déformation rachidienne (cyphose et lordose). Communication de la SOFCOT 1997.

19. Biot, B.; LeBlay, G.; Bonjean, M.; Pourret, S.; Lecante, C. Le traitement orthopédique des algies chroniques à l'âge adulte : place de la CAO-CFAO. Réalisation par CFAO de corsets de traitement des algies vertébrales à l'âge adulte. Communication.

20. http://www.orten.fr/solutions_fr.html

21. Perdriolle, R. La Scoliose, Maloine S.A., Paris, 144p. 1979.

22. Graf, H.; Hecquet, J.; Dubousset, J. 3-dimensional approach to spinal deformities. Application to the study of the prognosis of pediatric scoliosis. Rev Chir orthop Reparatrice Appar Mot. 69 : 407-416 : 1983.

23. Dubousset, J. Proc Xve congrès de Biomécanique, Cluny, France. 1990.

24. Marzan, G.T. Rational design for close-range photogrammetry. Ph. D. Thesis, Department of Civil Engineering. University of Illinois at Urbana Champaign, 1976.

25. Cote, B. Développement d'un système de mesure des pressions générées par le corset de Boston dans le traitement des déformations scoliotiques. Master Thesis, Departement of Génie Mécanique. École Polytechnique de Montréal. 1995.

26. Petit, Y.; Aubin, C.-É.; Dansereau, J.; Gignac, D.; Joncas, J.; de Guise, J.A; Labelle, H. Effect of strap tension on the pressure generated by the boston brace on idiopathic scoliosis patients : a preliminary study. J Biomech 31(s1):175: 1998.

27. <http://www.vistamedical.org/>

28. <http://www.inspeck.com/>

29. Song, L.; Lemelin, G.; Beauchamp, D.; Delisle, S.; Jacques, D.; Hall, E. G. 3D measuring and modeling using digitized data acquired with color optical 3D digitizers and related applications. Proceeding of the 12th Symposium on 3D Technology, dec. 5-6, Yokoama, Japan. 56-77: 2001.
30. Pazos, V.; Cheriet, F.; Labelle, H.; Dansereau, J. 3D reconstruction and analysis of the whole trunk surface for a non-invasive follow-up of scoliotic deformities. International Research Society of Spinal Deformities, 71:2002.
- 31 Pazos, V. Développement d'un système de reconstruction 3D et d'analyse de la surface externe du tronc humain. Master Thesis, Departement of Génie Mécanique. École Polytechnique de Montréal. 2002.
32. Wolf, P. R. Appendix A: Random errors and least squares adjustment. Appendix B: Coordinate transformations. Elements of Photogrammetry. McGraw-Hill, Inc. 1983.
33. <http://www.ndigital.com/optotrak.html>
34. Aubin, C.E.; Dansereau, J.; Parent, F.; Labelle, H.; De Guise, J.A. Morphometric validations of personalized 3-D reconstructions and geometric models of the human spine. Med Biol Eng Comput. 35: 611-618:1997.

35. Dansereau, J.; Labelle, H.; Aubin, C.E. 3-D personalized parametric modelling of reconstructed scoliotic spines. Ivth International Symposium on Computer Simulation in Biomechanics, Paris, France. 1993.
36. Labelle, H; Dansereau, J; Bellefleur, C; Poitras, B. Three-dimensional effect of the Boston Brace on the thoracic spine and rib cage. *Spine*. 21(1):59-65:1996.
37. Aubin, C.-É.; Descrimes, J.L.; Dansereau, J.; Skalli, W.; Lavaste, F.; Labelle, H. Modélisation géométrique du rachis et du thorax pour l'analyse biomécanique par éléments finis des déformations scoliotiques. *Ann Chir* 49 : 749-761 :1995.
38. Gauvin, C.; Dansereau, J.; Petit, Y.; De Guise, J.A.; Labelle, H. Reconstruction radiographique 3D personnalisée du bassin humain. *Ann Chir* 52 : 744-751 :1998.
39. Aubin, C.-É.; Dansereau, J.; de Guise, J.; Labelle, H. Rib cage coupling patterns involved in brace treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 22:629-635 :1997.
40. Gignac, D.; Aubin, C.-É.; Dansereau, J.; Poulin, F.; Labelle, H. Étude biomécanique de nouveaux concepts de traitement orthotique pour la correction 3D de la scoliose. *Ann chir.* 52 (8) : 795-800 : 1998.

Figure legends

Fig. 1. Schematic and actual picture of the Boston Brace System (front, back and top views).

Fig. 2. Classification tree for the design techniques of the Boston Brace System.

Fig. 3. Major steps of the design process. After X-ray acquisition (A, B), the orthotist creates a blueprint or a plan of the Boston Brace System (C). The brace is deformed on the plaster cast of the scoliotic patient (D).

Fig. 4. Classification tree for the adjustment techniques of the Boston Brace System.

Fig. 5. Main steps of the design and adjustment process. Items related to the design steps, are written in normal characters and those related to the adjustment steps, are written in bold characters.

Fig. 6. Acquisition system of the external geometry of the trunk. A) One 3D color digitizer. B) Position of digitizer in clinic room.

Fig. 7. Schematic localization of the pressure sensor around the external surface of the patient.

Fig. 8. Results of fusion of internal and external geometries of an X-ray dummy.

Fig. 9. Example of pressure areas selection with the notepad

Fig. 10. Results of the 3D visualization of the pressure values on the external surface of the trunk.

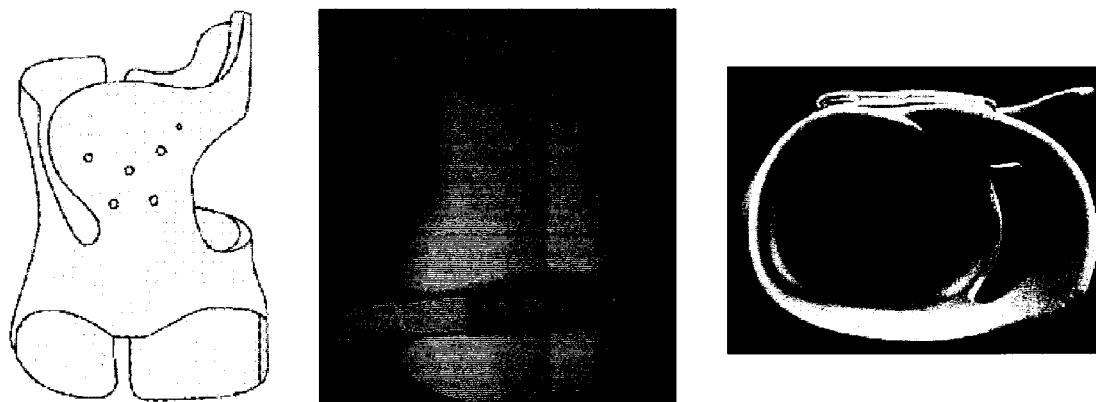


Fig. 1.

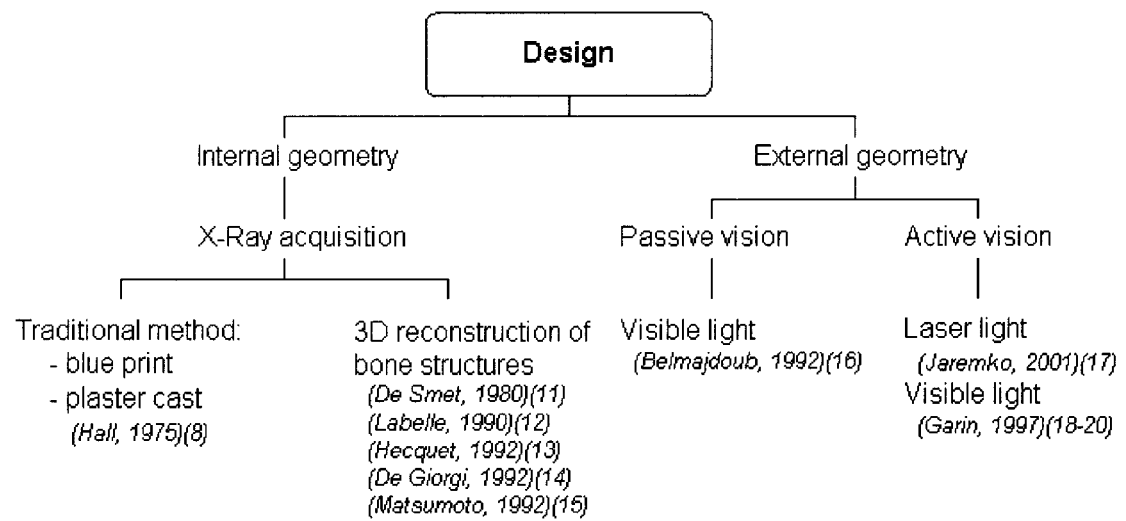


Fig. 2.

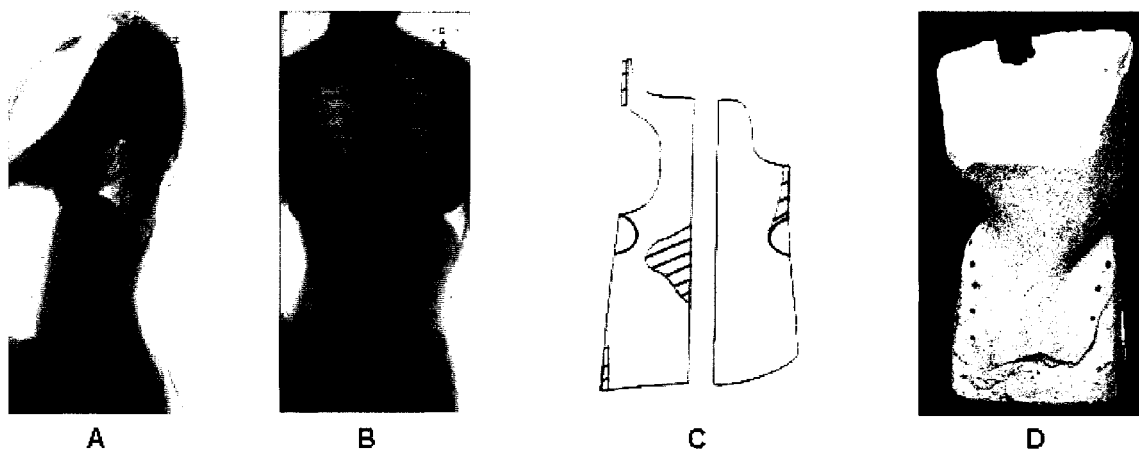
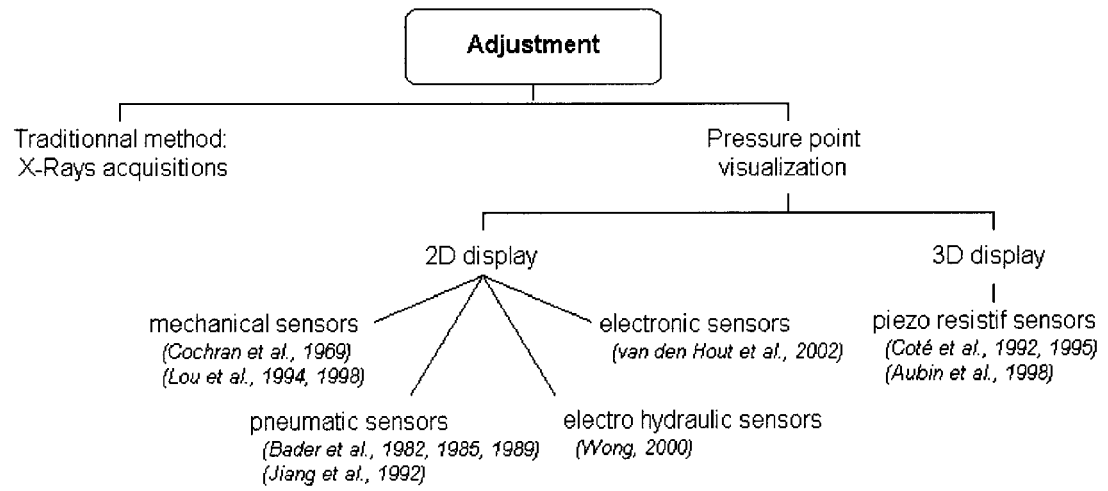
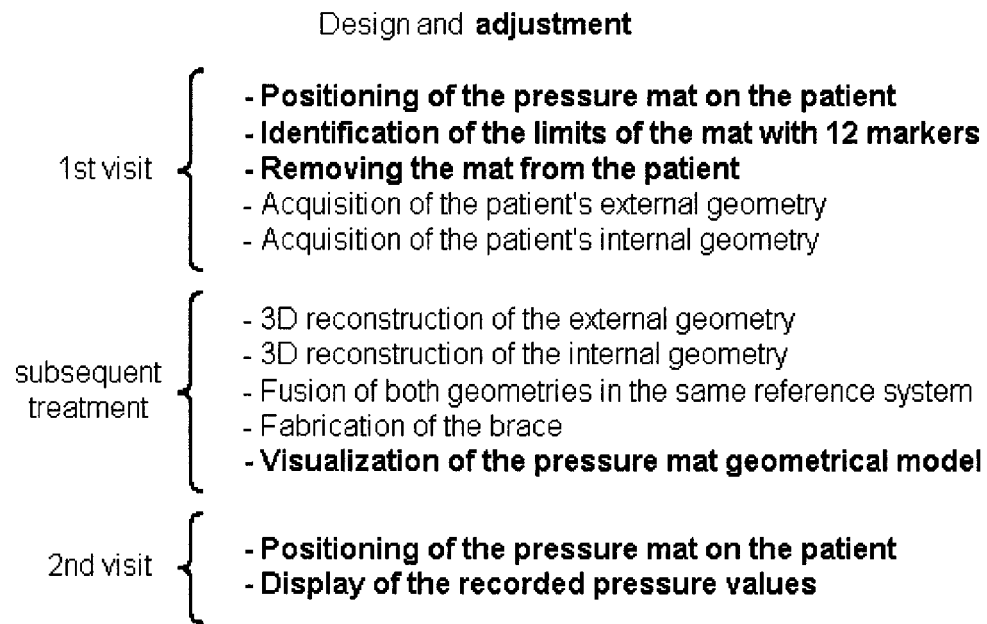
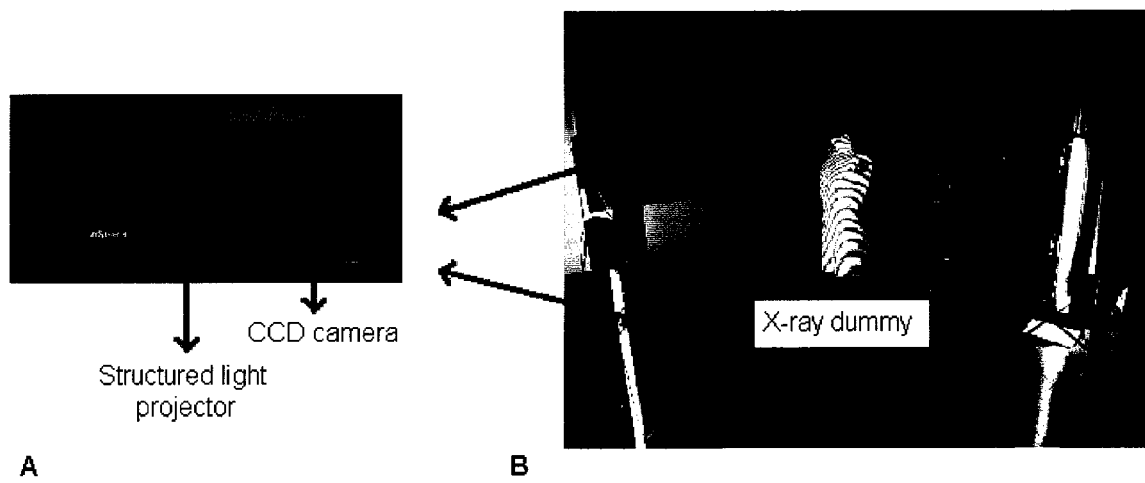


Fig. 3.

**Fig. 4.**

**Fig. 5.**

**Fig. 6.**

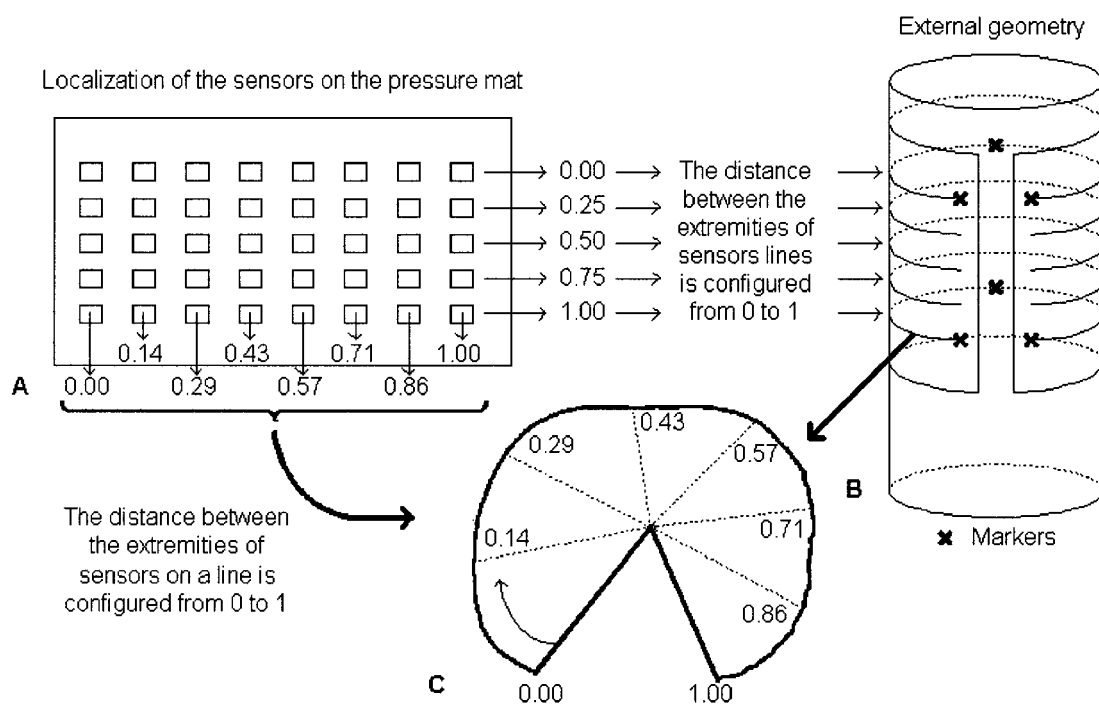


Fig. 7.

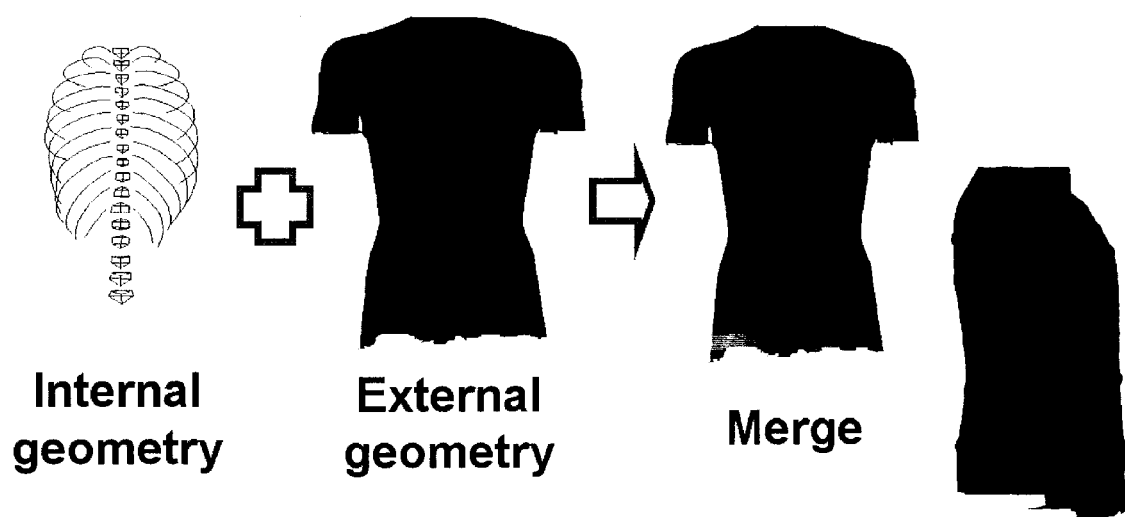


Fig. 8.



Fig. 9.

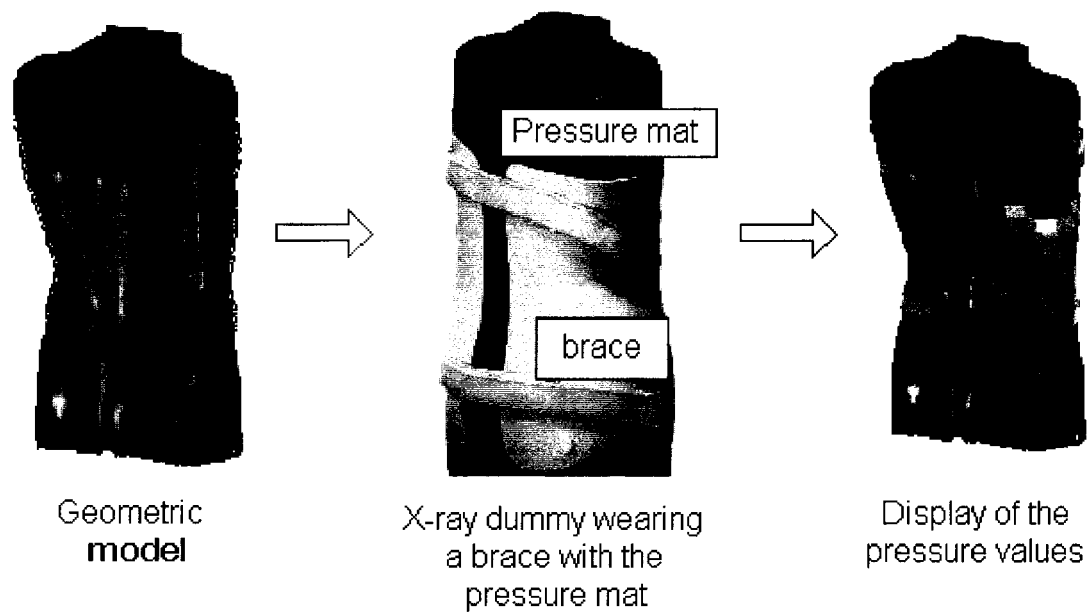


Fig. 10.